Industrie Canada Industry Canada Canada

English | Contactez-nous | Aide | Recherche | Site du Canada
Accueil | Carte du site | Quoi de neuf | Contexte | Inscription

strategis.gc.ca → Index : A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z
Information d'affaires par secteur → Industries de la santé

Technologie de l'imagerie médicale

GT 5 - Rapport final du groupe de travail

Génération et saisie d'images

Droits d'auteur

Avant-propos

Sommaire

Introduction

Radiographie and Fluoroscopie

DÉTECTEURS À ÉCRAN PLAT
- Matrice active spécifique couvrant jusqu'à 17 po x 17 po
- Circuits intégrés de lecture à faible bruit
- Connexions à haute densité
- Scintallateurs d'iodure de césium scellés hermétiquement et technologies connexes de traitement

SYSTÈMES
- Convertisseurs directs à grande surface de dépôt
- Connexions de transmission à haute vitesse
- Traitment numérique de l'image à haute vitesse
- Outils de caractérisation, spectres et logiciels
- Écrans à haute résolution et affichages à écran plat
- Imprimante à haute résolution

LOGICIEL
- Interface avec les générateurs à rayons X
- Intégration des détecteurs à écran plat l'IRM

Tomodensitométrie

- TDM hélicoïdale à synchronisme cardiaque
- TDM sur écran plat

Imagerie par résonance magnétique

MATÉRIEL
- Bobines de gradient avec niveaux de gradients maximums supérieurs et plus grandes vitesses de balayage
- Bobines radiofréquences spécialisées
- Nouveau système d'IRM destiné à des utilisations spécifiques
- Nouveaux systèmes d'IRM à aimants ouverts permanents destinés à des applications spécifiques en neurochirurgie
- Unités d'IRM à champs magnétique intense (3 tesla ou plus)

LOGICIEL
- IRM fonctionnelle
- Spectroscopie par résonance magnétique*in vivo*
- Coronarographie par résonance magnétique
- Visualisation en tous lieux d'images IRM

CLINIQUE
- IRM de diffusion et de perfusion

Chirurgie guidée par l'image

- Progiciels
- Aimants dédiés à des interventions chirurgicales
- Salles conçues pour des chirurgies faites au moyen de l'IRM

Imagerie nucléaire

- Logiciel
- Matériel
- Agents radiopharmaceutiques cliniques

Électroencéphalographie & magnétoencéphalographie

Échographie

- Agents de contraste
- Dispositifs d'échographie
- Interface dispositif d'échographie/échographiste

Appendices

- A: Le Comité directeur de la Carte routière technologique de l'imagerie médicale
- B: Groupe de travail 2 - Liste des membres
- C: Modèle de document de travail sur les technologies de pointe

---

Retour à la **PAGE PRINCIPALE**

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

Cette publication est également offerte par voie électronique en formats HTML et PDF sur le Web à : http://strategis.ic.gc.ca/imagemed.

Pour obtenir des renseignements supplémentaires sur la carte routière technologique de l'imagerie médicale, s'adresser à :

Direction générale des sciences de la vie
Industrie Canada

Tél. : (613) 952-2022

(c) Comité directeur de la carte routière technologique de l'imagerie médicale, 2001

Publié et distribué par Industrie Canada pour le comité directeur de la carte routière technologique de l'imagerie médicale. Les opinions qui sont exprimées dans ce document sont celles des auteurs et non nécessairement celles du Gouvernement du Canada.

N.B. Dans cette publication, la forme masculine désigne tant les femmes que les hommes.

Also available in English under the title *Image Generation and Capture*. An electronic version of the English document can be found at: http://strategis.ic.gc.ca/medimage.

Nº de catalogue : C21-30/2-2000F
ISBN : 0-662-85406-3

Retour à la Page principale

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

AVANT-PROPOS

Ce rapport du groupe de travail « Génération et saisie d'images » est l'un d'une série de cinq qui forment la carte routière technologique de l'imageri médicale. Cette carte routière a pour but de fournir des prévisions quant aux technologies nécessaires pour améliorer les soins aux patients et la compétitivité à l'échelle mondiale du secteur canadien de l'imagerie médicale. La Carte routière renforcera ainsi la mise au point, la diffusion et l'adaptation de la technologie et facilitera la prise de décisions dans les secteurs public et privé pour la mise au point de produits, l'investissement, la formation et les politiques.

Le comité directeur de la carte routière technologique de l'imagerie médicale, composé de 14 membres, fournit l'orientation et l'encadrement pour l'ensemble du projet (voir l'annexe A pour la liste des membres). Les membres du comité directeur représentent des entreprises, des chercheurs, des cliniciens et des organismes gouvernementaux qui œuvrent dans le secteur canadien de l'imagerie médicale. Industrie Canada agit comme catalyseur et facilitateur du processus d'élaboration de la carte routière. Soixante-quinze personnes représentant plus de cinquante organismes ont participé au projet, créant ainsi des occasions d'alliance et de partage d'information.

Visiter le site Web du projet à http://strategis.ic.gc.ca/imagemed pour consulter les rapports suivants :

- GT1 - « Besoins futurs en imagerie médicale dans les soins de santé »
- GT3 - « Transmission et connectivité »
- GT4 - « Analyse et visualisation d'images »
- GT5 - « Technologies émergentes — avec accent mis sur la photonique »
- ORTECH - « L'imagerie médicale : document de travail »

Ces rapports sont également disponibles en anglais à http://strategis.ic.gc.ca/medimage.

Table des Matières Prochaine page

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Industrie Canada Industry Canada Canada

Index : A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z
strategis.gc.ca → Information d'affaires par secteur → Industries de la santé

Technologie de l'imagerie médicale

GT 3 - Rapport final du groupe de travail

SOMMAIRE

Introduction

Ce rapport du groupe de travail « Génération et saisie d'images « recense et décrit les principales technologies, regroupées en huit catégories, de l'imagerie médicale : radiographie et fluoroscopie; tomodensitométrie (TDM), appelée aussi tomographie par ordinateur; imagerie par résonance magnétique (IRM); chirurgie guidée par l'image; imagerie nucléaire; mesures électrophysiologiques (magnétoencéphalographie [MEG] et électroencéphalographie [ECG]); et échographie.

Radiographie et fluoroscopie

L'évolution et l'amélioration des **détecteurs à écran plat** présentent un intérêt substantiel autant pour la radiographie que la fluoroscopie. La dimension de la matrice active spécifique est un aspect clé (pouvant atteindre jusqu'à 17 po x 17 po), tout comme le niveau de bruit émis (circuits intégrés à faible niveau de bruit). La technique de contact par languette flexible semble être une solution satisfaisante pour résoudre le problème de connexion fiable à haute densité pour les matrices actives, tandis que les scintillateurs à iodure de césium hermétiquement fermés conviennent largement à la radiographie et à la fluoroscopie ainsi qu'aux autres modalités d'imagerie médicale pour assurer la meilleure qualité d'image possible.

Les convertisseurs directs à grande surface de dép_t représentent une perspective intéressante pour les **systèmes de radiographie et de fluoroscopie**. En effet, l'industrie canadienne pourrait grâce à eux produire des imageurs à écran plat rentables pour concurrencer l'approche classique qui utilise le couches fluorescentes d'iodure de césium. La vitesse (connexion de transmission et traitement d'images à haute vitesse) et la qualité de la résolution (affichage à écran plat, moniteur et imprimante à haute résolution) sont deux facteurs importants de cette technologie. Par ailleurs, il est possible de déterminer la qualité d'image réelle des systèmes fluoroscopiques et radiographiques grâce à des outils de caractérisation et des spectres.

Le développement de **logiciels**, que ce soit pour offrir une interface plus conviviale ou pour intégrer des technologies distinctes, donne une autre occasion d'anticiper et de combler les besoins des médecins cliniciens. Plus particulièrement, il serait grandement souhaitable qu'une interface de générateurs à rayons X soit conçue avec soin pour prendre en considération les besoins et les méthodologies cliniques, tout comme il serait intéressan que les détecteurs à écran plat soient intégrés à la technologie de l'IRM.

Tomodensitométrie

La TDM est largement utilisée au Canada où il existe de nombreuses installations de TDM, et c'est pourquoi des innovations en ce domaine pourraient avoir des répercussions importantes en clinique. La **TDM hélicoïdale à synchronisme cardiaque** est susceptible d'offrir une résolution spatiale et de contraste suffisante en imagerie coronarienne pour remplacer la coronarographie diagnostique. Pour sa part, la **TDM sur écran plat** a l capacité de permettre une visualisation quasi réelle de régions complètes du corps avec une résolution spatiale isométrique.

Imagerie par résonance magnétique

Les cliniciens œuvrant en IRM lui découvrent sans cesse de nouvelles applications. Du point de vue du **matériel**, il est possible de rendre l'IRM encore plus utile en améliorant les bobines, notamment les bobines de gradient avec niveaux de gradient maximums supérieurs et de plus grandes vitesse de balayage, et les bobines radiofréquences spécialisées. De nouveaux systèmes d'IRM destinés à des usages particuliers, qui utilisent en grande partie la technologie de base de l'IRM, bien qu'ils soient personnalisés en fonction d'un domaine de spécialité donné (p. ex. la rhumatologie), auront des dimensions suffisamment petites pour pouvoir les installer dans les bureaux des médecins. Par ailleurs, les neurochirurgiens pourront bénéficier de nouveaux systèmes d'IRM à aimants ouverts permanents pour procéder à des interventions neurochirurgicales en temps réel. Les unités d'IRM à champ magnétique intense (3 tesla ou plus) sont en grande demande par les spécialistes en recherche clinique, et leur évolution sera de plus en plus orienté par les cliniciens qui exigeront davantage d'information diagnostique.

L'IRM fonctionnelle (IRMf) pourrait être plus utile aux chercheurs et aux physiciens qui travaillent sur des cartes d'activation du cerveau si des **logiciels** d'analyse des images pour la manipulation et l'interprétation des données d'IRMf étaient développés. La spectroscopie par résonance magnétique (SRM) *in vivo*, dont l'usage est devenu plus fréquent depuis que l'examen est remboursable aux États-Unis, est précieuse pour l'analyse physiologique de tout système vivant, ce qu'elle fait en déterminant la concentration d'importants produits chimiques dans l'organisme. La coronarographie par résonance magnétique non invasive devrait ultimement éliminer la coronarographie classique (rayons X) et pourrait avoir un impact énorme au Canada en raison de l'omniprésence des maladies cardio-vasculaires. Un des objectifs principaux de l'IRM est de rendre possible l visualisation d'images partout dans le monde au moyen d'un logiciel d'acquisition et d'un lien de communication sûr acheminant des jeux de donnée complets sans perte d'aucune sorte. L'IRM de diffusion et de perfusion est une technologies critique sur le plan **clinique**. L'avènement de gradients plus rapides et de nouvelles séquences d'impulsions, ainsi que la résolution du problème de susceptibilité magnétique lié aux séquences d'images de l'échoplanar, rendraient l'IRM de diffusion et de perfusion encore plus utile à titre d'outil de traitement des patients victimes d'AVC.

Chirurhie guidée par l'image

Dans le cas des **progiciels** de chirurgie guidée par l'image, qu'ils soient destinés à la fusion d'image ou à la visualisation en temps réel, le secret est de garder les applications conviviales même en visant des gains de vitesse et une plus grande précision pour la saisie et la transmission des images. Les **aimants dédiés à des interventions chirurgicales** offrent le net avantage de permettre au patient de demeurer assis pendant la procédure. Ils doivent toutefois être conçus pour maintenir le temps d'intervention stable et offrir une bonne vue du patient en tout temps. Les **salles conçues pour des chirurgies faites au moyen de l'IRM** peuvent permettre au chirurgien d'avoir accès à l'IRM pendant une intervention chirurgicale; des solution clé en main pour les h_pitaux peuvent être élaborées pour que la technique profite aussi bien aux patients qui subissent une intervention qu'à ceux qui doivent subir un examen diagnostique, et ce, sans pour autant compromettre l'environnement stérile requis en chirurgie.

Imagerie nucléaire

Un **logiciel** d'imagerie nucléaire doit permettre de balayer de grandes régions (jusqu'au corps en entier) dans un court délai, tout en invoquant des méthodes de correction avant-gardistes (p. ex. le contrôle de qualité de la caméra) basées sur des algorithmes efficaces. À ce titre, un tel logiciel doit être en mesure de manipuler des jeux de données très volumineux, et de traiter et d'analyser des données 3D très complexes.

Un des aspects importants relatifs au **matériel** d'imagerie nucléaire est que la caméra à scintillation semble avoir atteint la limite de rentabilité de l'amélioration du rendement, bien que certains aspects puissent encore être perfectionnés, notamment le contraste de l'image par l'enrichissement de la résolution énergétique. Les caméras à semi-conducteurs pour leur part n'ont pas encore trouvé leur application clinique. De telles caméras pourraient être trop coûteuses, ce qui explique que leur avenir soit encore incertain. Ces caméras constituent un type de matériel d'imagerie nucléaire susceptible d'être amélioré, tout comme les systèmes de tomographie par émission de positrons (TEP), les fonctions de correction de la dispersion et de l'atténuation, et la fusion d'images.

Les **agents radiopharmaceutiques cliniques** administrés aux patients pour étudier les fonctions physiologiques et identifier un trouble organique deviennent de plus en plus spécialisés (c.-à-d. plus spécifiques aux organes et aux maladies). Les « marqueurs « radiopharmaceutiques de TEP et de tomographie à émission monophotonique (TEM) sont maintenant largement utilisés, bien
que seule la TEP permette de quantifier quelques-unes des mesures métaboliques en termes physiologiques absolus et offre le moyen le plus rentable d'évaluer le stade de nombreux cancers.

Électroencéphalographie et magnétoencéphalographie

Bien que l'**électroencéphalographie (EEG)** domine clairement en pratique clinique, la **magnétoencéphalographie (MEG)**, dont l'emploi a été et demeure limité à la recherche, a connu une évolution importante au cours des dernières années (notamment une diminution radicale du temps d'enregistrement et une plus grande souplesse) et arrive à un point où elle peut prendre sa place en pratique clinique. Toutefois, la technologie MEG, en grande partie en raison de son coût de beaucoup supérieur, ne remplacera pas l'EEG, mais agira plut_t comme complément en milieu clinique. L'EEG qui est relativement mature peut encore être perfectionnée grâce à des percées sur le plan matériel et, en particulier, par de plus grandes capacités à manipuler de gros volumes de données.

Échographie

Une dose d'un **agent de contraste** ultrasonore coûte actuellement presque autant que l'examen d'échographie lui-même. Cette question de coût est importante et ne cessera de l'être que lorsque des études auront démontré que cette dépense permet d'éviter des examens encore plus coûteux. L'ajou d'agents de contraste à l'échographie a permis d'étendre le rayon d'action (c.-à-d. au niveau artériel et capillaire) et l'à-propos (c.-à-d. en temps réel) de l'information disponible à un point inatteignable par toute autre technique d'imagerie actuelle. Il existe une gamme impressionnante d'agents de

contraste, leurs caractéristiques et leurs formulations ne cessant d'être améliorées.

Puisque les **dispositifs d'échographie** sont matures à un point tel que les limites de la physique sont presque atteintes, ce sont les facteurs tels que le coût et la convivialité qui permettront de singulariser les différents appareils pour arrêter une décision d'achat. Bien qu'elle soit relativement stable sur le plan technologique, cette populaire modalité pourrait certainement être perfectionnée en utilisant notamment des transducteurs à matrices 1,5 o 2D pour bénéficier d'une meilleure résolution. Un des changements importants est que les dispositifs d'échographie ne peuvent plus être considérés comme des systèmes autonomes. En effet, ils doivent pouvoir communiquer de forts volumes de données numériques à d'autres systèmes. En outre, l portabilité est un autre aspect important du développement technologique, la possibilité qu'un dispositif peu coûteux puisse faire partie de tous les bureaux de médecin devenant de plus en plus réaliste.

Bien que les dispositifs d'échographie aient offert une énorme contribution à l'imagerie diagnostique, les échographistes ont dû payer fort cher les imperfections ergonomiques, lesquelles ont entraîné un grand nombre de microtraumatismes répétés et de journées de travail perdues. Une **interface dispositif d'échographie/échographiste** conçue pour tirer avantage des découvertes faites en ergonomie pourrait avoir des répercussions positives importantes sur le personnel et les budgets de soins de santé. Maintenant que le coût entraîné par les microtraumatismes répétés est mieux connu, les décisions d'achat des dispositifs d'échographie
reposeront de plus en plus sur des facteurs ergonomiques, lesquels ont très peu évolué depuis l'avènement de l'échographie en temps réel, au contrair des autres spécifications.

Page précédente Table des matières Prochaine page

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca

Industrie Canada Industry Canada Canada

Accueil | Carte du site | Qui ne peut | Contenu | Inscription

strategis.gc.ca → Index : A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z
Information d'affaires par secteur → Industries de la santé

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

INTRODUCTION

Mission

La mission du groupe de travail « Génération et saisie d'images » était de discerner et de décrire les technologies habilitantes dans le domaine de la génération et de la saisie d'images qui doivent être élaborées afin de satisfaire aux besoins futurs des patients et du marché. Les modalités qui ont été examinées comprennent : radiographie; tomodensitométrie (TDM), appelée aussi tomographie par ordinateur; imagerie par résonance magnétique (IRM); fluoroscopie; imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf); chirurgie guidée par l'image; médecine nucléaire; magnétoencéphalographie (MEG); électroencéphalographie (EEG); et échographie.

Membres du groupe de travail

Le groupe de travail « Génération et saisie d'images » est composé de cliniciens et de représentants du secteur privé et de la communauté de la recherche. Une liste complète des membres du groupe de travail se trouve à l'annexe B.

Aperçu

Le corps de ce rapport est divisé en sept sections :

- radiographie et fluoroscopie
- tomodensitométrie
- résonance magnétique
- chirurgie guidée par l'image
- imagerie nucléaire
- MEG et EEG
- échographie

Un « modèle de document de travail sur les technologies de pointe » (voir annexe C) a été utilisé afin d'organiser l'information dans chaque section. Toutefois, le modèle a été modifié au besoin.

Page précédente | Table des Matières | Prochaine page

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca

Industrie Canada Industry Canada Canada

English | Contactez-nous | Aide | Recherche | Site du Canada
Accueil | Carte du site | Questions ? | Contexte | Inscription

strategis.gc.ca → Index : A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z
Information d'affaires par secteur → Industries de la santé

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

RADIOGRAPHIE ET FLUOROSCOPIE
DÉTECTEURS À ÉCRAN PLAT

- Matrice active spécifique couvrant jusqu'à 17 po x 17 po
- Circuits intégrés de lecture à faible bruit
- Connexions à haute densité
- Scintillateurs d'iodure de césium scellés hermétiquement et technologies connexes de traitement

Matrice active spécifique couvrant jusqu'à 17 po x 17 po

1. OBJECTIFS

Les objectifs de rendement sont régis par la dimension de la matrice, les applications cliniques visées et la complexité de la structure matricielle active. Chacun de ces facteurs influence le rendement de la matrice en ce qui a trait au bruit, à la gamme dynamique et à la vitesse de communication maximale.

Les objectifs de rendement différeront en fonction de l'application clinique.

1.1 Radiographie

La radiographie fait face à un différent défi que celui auquel fait face la fluoroscopie. Puisque l'application n'exige pas une grande vitesse d'affichag et ne fonctionne pas à faible dose, la structure matricielle ne nécessite pas une grande optimisation. Dans ce cas-ci, c'est plutôt la dimension de l'écra qui est en jeu. La taille du champ couvert doit pouvoir atteindre jusqu'à 17 pouces carrés. En fait, l'objectif principal est d'en venir à une production d'écrans de grandes dimensions à faible coût.

1.2 Fluoroscopie

Les matrices utilisées en fluoroscopie sont relativement petites (9 x 9 po à 12 x 12 po) de sorte que les principaux enjeux se limitent au bruit et à la vitesse d'affichage. Pour la matrice, cela se traduit par des écrans à faible niveau de bruit pouvant être lus rapidement (30 et 60 images par seconde). La matrice est l'une des grandes responsables du bruit dans un écran plat. La création d'écrans à faible niveau de bruit et à lecture rapide est l'objectif principal, ce qui peut être réalisé en optimisant la structure d'écran. Mais comme ces critères ne sont pas de rigueur dans l'industrie informatique, catalyseur du marché, le coût en souffre.

2. DESCRIPTION

Ce dispositif permet de capter les charges provenant d'une couche de conversion radiographique m compatible (iodure de césium, alliages de sélénium amorphe, tellure de cadmium (CdTe), tellure de zinc et de cadmium (CdZnTe), bromure de tallium (TlBr), iodure de plomb, iodure mercurique, etc.) par l'emploi de la technologie de matrice active en couches minces (TFT). Chaque pixel du tableau renferme un ou plusieurs éléments de collection de charges et, selon le convertisseur énergétique associé à cet écran, d'autres éléments tels qu'un convertisseur photo

(photodiode) ou des éléments protecteurs (diodes, transistors, etc.). Dans le domaine médical, ces matrices actives sont utilisées en commutation de mode. Les dimensions d'écran peuvent varier de 9 po x 9 po à 17 po x 17 po, selon les applications.

3. IMPORTANCE

Cette technologie est indispensable à la création de tout imageur radiographique à écran plat, et tous les fabricants de détecteurs à écran plat en ont besoin. L'approvisionnement de ces écrans constitue un enjeu critique puisque bon nombre de grands fabricants de matrices actives n'ont pas d'intérêt pour le marché potentiel de l'industrie médicale, jugé trop restreint pour mériter les efforts nécessaires.

Plusieurs grands fabricants de systèmes (constructeurs OEM : Original Equipment Manufacturers) du domaine médical préfèrent donc produire eux-mêmes leurs écrans ou les acheter d'un fabricant de matrices actives. Les autres fabricants de détecteurs à écran plat doivent s'en remettre à des alliances avec de plus petits fabricants d'écrans, ce qui les empêche d'avoir accès aux plus récentes technologies en ce domaine (grands écrans, rendement élevé, etc.).

4. EXIGENCES CLINIQUES

Taille du champ couvert (dimension de l'écran), bonne résolution spatiale (format de pixel), gamme dynamique (capacité de stockage de charge), imagerie en temps réel et bruit faible (structure d'écran), peu d'anomalies (pixels, lignes), tous ces éléments sont importants.

5. AUTRES POSSIBILITÉS

Pour les détecteurs à écran plat de petite taille, la matrice active, ou écran TFT (thin-film transistor), peut être remplacée par un alignement de petits détecteurs photosensibles (c.-à-d. un dispositif à couplage de charge) jumelés à un scintillateur par des fibres optiques coniques.

6. MATURITÉ ET RISQUES

Même si la matrice active gagne en maturité au sein de l'industrie informatique, il serait imprudent de transposer directement cette maturité au domaine médical puisque cette technologie n'y est nullement utilisée de la même façon. Le risque est présent, quoique peu élevé.

7. DISPONIBILITÉ

La question de la disponibilité des matrices actives est importante. Les principaux acteurs dans ce domaine proviennent de l'industrie informatique et, comme nous l'avons déjà dit, ils n'ont pas de réel intérêt envers le domaine médical. Les acquisitions ou le développement de cette technologie sont les solutions qui restent pour les fabricants de détecteurs à écran plat. Dans les deux cas, l'investissement est important et peut ne pas être à la portée de tous.

8. CHAMP D'APPLICATION

Cette technologie peut convenir à toutes les applications médicales faisant usage de rayons X, qu'il s'agisse de requêtes en temps réel ou d'acquisitio d'images statiques ou instantanées. Les essais non destructifs, l'inspection alimentaire, la classification du bois d'œuvre et la cristallographie des protéines sont quelques autres domaines pouvant bénéficier de cette technologie.

9. ANALYSE DE RENTABILITÉ

Le développement ou l'acquisition d'une telle technologie nécessite de gros investissements, notamment lorsqu'il s'agit d'écrans de grandes dimensions. Le marché médical n'étant pas assez vaste pour justifier de tels investissements, cette technologie devrait aussi desservir les intérêts d'autres industries, notamment l'industrie informatique et aéronautique.

10. PERSONNES-RESSOURCES

Luc Laperrière, Anrad Corp., St-Laurent, Québec (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : lapperil@anrad.com.

Circuits intégrés de lecture à faible bruit

1. OBJECTIFS

Le bruit, la vitesse et la gamme dynamique sont les éléments moteurs des circuits intégrés spécifiques. Ceux-ci doivent d'abord couvrir toutes les gammes dynamiques exigées par les applications cliniques variées qui les utilisent. Pour les applications les plus exigeantes comme la fluoroscopie à faible dose, le circuit intégré spécifique doit se faire très silencieux tout en fonctionnant à grande vitesse (de 30 à 60 images/seconde). En radiographie, bien que les exigences soient moins grandes, ce circuit doit tout de même offrir un rendement décent.

2. DESCRIPTION

Ces circuits sont des outils servant à amplifier le signal et à intégrer les charges en provenance de la matrice active. Ils comprennent généralement un préamplificateur à faible bruit, un transformateur de signal, un échantillonneur-bloqueur, un multiplexeur de sortie analogique et à l'occasion un

convertisseur analogique-numérique. Ils sont en mesure de gérer entre 64 et 128 canaux d'entrée. Pour fonctionner, ils doivent être connectés à une matrice active par microcâblage ou par contact par languette flexible. En outre, le substrat sur lequel le circuit intégré de lecture est monté a aussi son importance. Théoriquement, le circuit de lecture devrait être branché près de la source du signal; les connexions entre la matrice active et ce circuit influenceront donc le choix du substrat.

3. IMPORTANCE

Ces circuits intégrés de lecture à faible niveau de bruit sont indispensables puisque ce sont eux essentiellement qui établissent le rendement des détecteurs à écran plat au chapitre du bruit, de la bande passante et de la gamme dynamique. En fait, c'est une technologie essentielle à la fabrication des imageurs à rayons X à écran plat. À défaut d'utiliser le circuit intégré spécifique, le rendement en souffre et les coûts augmentent.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Sur le plan des exigences cliniques, la conception des circuits intégrés doit permettre d'œuvrer dans un vaste rayon d'action. Pour l'application la plu exigeante qu'est la fluoroscopie à faible dose, le niveau de bruit engendré par le circuit intégré spécifique doit être minimisé et la vitesse d'affichage, maximisée. La gamme dynamique est un autre facteur important. En effet, certains protocoles imposent des variations de doses, des plus faibles aux plus élevées, et inversement. Le circuit intégré spécifique doit donc être en mesure d'accepter une étendue de doses d'entrée considérable pour que le limites d'amplification et de saturation puissent être choisies avec discernement dans le circuit.

5. AUTRES POSSIBILITÉS

Il est possible d'employer des composants discrets en lieu et place des circuits intégrés spécifiques. Toutefois, un tel choix ne sera pas avantageux au chapitre du rendement et des coûts. En quelque sorte, il n'y a pas de solution de rechange aux circuits intégrés spécifiques.

6. MATURITÉ ET RISQUES

Cette technologie est à la fois disponible et mature.

7. DISPONIBILITÉ

La plupart des fabricants de systèmes destinés à l'industrie médicale ont fabriqué ou fabriquent leur propres circuits intégrés spécifiques sur mesure. Bon nombre d'autres industries en font usage et la disponibilité de ces circuits n'est donc pas réellement un problème. En fait, il est plutôt aisé d'accéder aux créateurs et aux entreprises de circuits intégrés spéciaux.

8. CHAMP D'APPLICATION

Le circuit intégré spécifique est optimisé pour donner le meilleur de lui-même dans des conditions précises (intensité de signal spécifique, nombre d'images par seconde et niveau de bruit). Les applications qui requièrent des conditions d'opération similaires peuvent donc aussi bénéficier de ce circuit. Puisque le circuit intégré spécifique est optimisé pour fonctionner avec un type donné de matrice active, la plupart des applications employant cette même matrice profiteront évidemment de ce circuit intégré spécifique. Ainsi, la technologie peut convenir à toutes les applications médicales faisant usage de rayons X, qu'il s'agisse de requêtes en temps réel ou d'acquisition d'images statiques ou instantanées.

9. ANALYSE DE RENTABILITÉ

Le coût initial de développement d'un circuit intégré spécifique est important, mais les économies faites à la production permettent de récupérer l'investissement. Et le marché des détecteurs à écran plat est certainement suffisamment vaste pour justifier le développement de tels circuits intégrés

10. PERSONNES-RESSOURCES

Luc Laperrière, Anrad Corp., St-Laurent Québec (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : lapperil@anrad.com.

Connexions à haute densité

1. OBJECTIFS

Le principal objectif de rendement de cette technologie est de fournir de bonnes connexions fiables, auquel s'ajoute un autre élément important, soit l possibilité de réparer facilement ces connexions. Les deux technologies décrites ci-dessous se font la lutte dans le domaine des connexions à haute densité : microcâblage et contact par languette flexible. Cette dernière technologie étant bien adaptée aux connexions avec matrice active, elle devrait être en mesure d'atteindre ces objectifs.

2. DESCRIPTION

Les connexions à haute densité servent à établir un contact électrique entre une matrice active et ses périphériques. Dans ce cas précis, les périphériques sont le circuit d'attaque de la matrice et le circuit intégré spécifique en lecture. Le contact peut se faire par deux technologies :

microcâblage et contact par languette flexible. La première se rapporte simplement aux connexions faites de fils très fins, tandis que la seconde concerne plutôt les connexions réalisées au moyen d'une mince couche de matériau thermodurcissable renfermant de petites billes conductibles. Une fois comprimées et chauffées entre deux plaques, les petites billes de cette mince couche engendrent un contact électrique dans l'axe de la pression exercée. La densité de connexion couverte par les deux technologies est suffisante pour prendre en charge les applications cibles, soit la radiographie et la fluoroscopie, pour lesquelles elle peut varier entre 100 µm à 200 µm.

Le contact par languette flexible est souvent employé par l'industrie des ordinateurs portables. Il permet de remanier plus facilement les connexions.

3. IMPORTANCE

Puisque les connexions à haute densité relient deux des plus importants composants d'un détecteur à écran plat, soit la matrice active et le circuit intégré à faible bruit, le type de connexion entre ces deux éléments est d'égale importance. De mauvaises connexions entraîneront une perte de signaux ou une augmentation du bruit.

4. AUTRES POSSIBILITÉS

Il n'existe aucune solution de rechange aux connexions à haute densité puisque celles-ci sont dictées par la taille des connexions de la matrice active, lesquelles sont à haute densité.

5. MATURITÉ ET RISQUE

Dans les deux cas, connexion par microcâblage et connexion par contact par languette flexible, la technologie a atteint sa pleine maturité. Comme nous l'avons déjà dit, les connexions par contact par languette flexible sont présentement utilisées dans l'industrie des ordinateurs portables, et leur fonctionnement est aussi bien compris que contrôlé. En fait, cette technologie devrait dans un proche avenir être la seule employée. Le risque de choisir et d'utiliser aujourd'hui cette technologie est donc faible.

6. DISPONIBILITÉ

En raison de son origine, cette technologie est facilement disponible. Il existe un choix intéressant d'appareils sur le marché (que ce soit l'automatisation, la dimension, le coût, etc.).

7. CHAMP D'APPLICATION

La technologie des connexions à haute densité peut s'appliquer directement à toutes les industries, médicales ou autres, faisant usage de connexions à haute densité.

8. PERSONNES-RESSOURCES

Luc Laperrière, Anrad Corp., St-Laurent Québec (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : lapperil@anrad.com.

Scintallateurs d'iodure de césium scellés hermétiquement et technologies connexes de traitement

1. OBJECTIFS

- Que l'on produise la meilleure qualité d'image pour une application donnée en radiographie, en respectant les exigences du client;
- Que le rendement puisse et doive être défini en termes de qualité et de quantité (sans divulguer de renseignements exclusifs concernant la fabrication des couches, il est nécessaire d'être très précis sur le rendement des couches spécifiques);
- Que l'impact économique inhérent aux couches ne se limite pas à leur coût, mais aussi à leur production, considérant qu'elles ne représentent qu'un des composants d'un système à écran plat très coûteux; si leur procédé de fabrication ne frôle pas les 100 %, il y aura gaspillage d'autres composants très coûteux (finances) et de temps (amélioration du cycle) sans oublier les facteurs de propriété physique (robustesse mécanique assurant le fonctionnement dans des environnement cliniques, là où ces dispositifs sont susceptibles d'être percutés et même échappés, à l'abri de toute contamination atmosphérique, notamment de l'humidité susceptible de détruire les propriétés fluorescentes de la couche).

2. DISPONIBILITÉ

Le fabricant Hamamatsu (Japon) est un acteur important de l'industrie.

3. CHAMP D'APPLICATION

Ce dispositif s'applique de façon générale à toutes les interventions médicales qui utilisent l'imagerie à rayons X, et probablement aussi à la tomodensitométrie. Il peut aussi s'avérer pertinent pour les essais non destructifs, l'inspection des aliments, la classification du bois d'œuvre et la cristallographie des protéines.

4. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

Aucun impact prévu.

5. RÉFÉRENCES

Rowlands, J. A. et J. Yorkston. 2000. «»Flat panel detectors for digital radiology », dans J. Beutel, H.L. Kundel et R.L. Van Metter, *Medical Imaging* vol. 1, *Physics and Psychophysics*, Bellingham, SPIE, p. 223-328.

Page précédente | Table des Matières | Prochaine page

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca

Industrie Canada Industry Canada Canada

strategis.gc.ca → Index : A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z
Information d'affaires par secteur → Industries de la santé

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

RADIOGRAPHIE ET FLUOROSCOPIE
SYSTÈMES

- Convertisseurs directs à grande surface de dépôt
- Connexions de transmission à haute vitesse
- Traitment numérique de l'image à haute vitesse
- Outils de caractérisation, spectres et logiciels
- Écrans à haute résolution et affichages à écran plat
- Imprimante à haute résolution

Convertisseurs directs à grande surface de dépôt

1. OBJECTIFS

- Qu'ils soient régis par les exigences du client envers les dispositifs d'efficacité quantique de détection, selon la gamme d'énergie à rayons X appropriée;
- Que le rendement puisse et doive être défini en termes de qualité et de quantité selon des éléments exclusifs, à savoir comment réellement réaliser ces couches, et non selon les paramètres désirés.

2. DESCRIPTION

Il s'agit d'un moyen de réaliser des couches de conversions directes sensibles aux rayons X, qui devraient être compatibles avec la technologie de matrice active à couche mince, de préférence selon un processus d'évaporation ou de couche mince directement sur l'écran TFT, sans dégradation thermique ni autre préjudice pour le substrat. Les alliages de sélénium, le tellure de cadmium (CdTe), le tellure de zinc et de cadmium (CdZnTc), le bromure de thallium (T1Br), l'iodure de plomb et l'iodure de mercure en sont des exemples.

3. IMPORTANCE

La technologie est d'une importance cruciale pour produire des imageurs radiographiques à écran plat rentables, aptes à concurrencer l'approche dominante employant des couches fluorescentes d'iodure de césium. C'est une technologie décisive pour bon nombre d'entreprises nationales et internationales qui privilégient l'approche de conversion directe. Si la technologie n'est pas disponible, il sera alors très difficile pour l'industrie canadienne d'être compétitive sur le marché des détecteurs à écran plat.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Cette technologie doit montrer une grande efficacité quantique de détection et une robustesse physique, et n'avoir ni rémanence ni image fantôme.

5. AUTRES POSSIBILITÉS

La principale solution de rechange aux couches de conversion directe sont les couches de conversion indirecte.

6. MATURITÉ ET RISQUES

À l'heure actuelle, les couches de sélénium amorphe frôlent la perfection pour tous les besoins de l'imagerie. La principale faiblesse du sélénium amorphe est son faible numéro atomique, lequel est intrinsèque et impossible à améliorer.

D'autres éléments possédant un numéro atomique plus élevé commencent tout juste à démontrer certaines des propriétés souhaitables en imagerie, et chacun d'eux pose encore certains problèmes qui doivent être résolus avant que leur utilisation soit envisagée.

7. DISPONIBILITÉ

Anrad Corp., situé à Montréal, est un important fournisseur de couche de sélénium amorphe. D'autres matériaux font présentement l'objet d'études par RMD (iodure de plomb), Spire Corp (tellure de zinc et de cadmium), Université du Connecticut (bromure de thallium) et l'Université hébraïque d Jérusalem (iodure de mercure).

8. CHAMP D'APPLICATION

Cette technologie peut convenir à toutes les applications médicales utilisant les rayons X, qu'il s'agisse de requêtes en temps réel, ou d'acquisition d'images statiques ou instantanées. Les essais non destructifs, l'inspection alimentaire, la classification du bois d'œuvre et la cristallographie de protéines sont quelques autres domaines pouvant bénéficier de cette technologie.

9. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

Il est nécessaire de développer les normes CEI (Commission électronique internationale) et NEMA. La vigilance est de mise puisqu'il y a un risque que les principales entreprises cherchent à exclure de telles technologies en faveur du CsI.

10. RÉFÉRENCES

Rowlands, J.A. et J. Yorkston. 2000. « Flat panel detectors for digital radiology », dans J. Beutel, H.L. Kundel et R.L. Van Metter, *Medical Imaging*, vol. 1, *Physics and Psychophysics*, Bellingham, SPIE, p. 223-328.

11. PERSONNES-RESSOURCES

John A. Rowlands, Ph. D., Sunnybrook & Women's College Health Sciences Centre, Toronto, Ontario (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : john.rowlands@swchsc.on.ca.

Connexions de transmission à haute vitesse

1. OBJECTIFS

1.1 Radiographie
Les images radiographiques comprenant des matrices de 4000 x 4000 x 16 octets doivent être transférées à une vitesse de 1 image/seconde ou ~32 Mo/s.

Les normes sur le brouillage électromagnétique CE MDD doivent être respectées : IEC1000-4-2, IEC1000-4-3, IEC1000-4-4, IEC1000-4-5, IEC1000-4-6, IEC1000-4-8, IEC1000-4-11.

1.2 Fluoroscopie et spot numérique
Transmettre des images fluoroscopiques ou spots numériques (1024 x 1024 x 12 bits) à une vitesse de 30 images par seconde ou ~ 63 Mo/s, selon des mots de 16 octets. Des transmissions à des vitesses supérieures (60 images/seconde) peuvent s'avérer nécessaires. La longueur du câble doit être de 15 mètres pour offrir une bonne immunité au bruit du générateur radiographique.

2. DESCRIPTION

Liaisons par fibres optiques (signal différentiel à basse tension)
Les liaisons par fibres optiques sont plus petites et plus légères et offrent une plus grande flexibilité. Elles sont légèrement plus coûteuses que les signaux différentiels à basse tension (LVDS), mais la différence de coût dépend de la longueur de câble requise. Plus la longueur du câble augmente, plus la fibre optique devient économique.

Les fibres optiques constituent probablement la meilleure option pour transférer de données d'images numériques du récepteur d'images vers le système de traitement et d'entreposage d'images.

Pour les signaux de synchronisation liés au synchronisme des fonctions de l'instrument (générateur radiologique, etc.), les liens RS-422 ou les signaux à couplage optique seraient plus appropriés.

3. IMPORTANCE

Pour combler les exigences réglementaires et se tailler une place sur le marché, la liaison de transfert d'images numériques doit être rapide, fiable, flexible physiquement et peu encombrante en plus de n'émettre que très peu de bruit.

La technologie est essentielle pour l'exploitation des dispositifs d'images.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Il n'y a pas d'exigences cliniques spécifiques, seulement des paramètres de transmission de données.

5. MATURITÉ ET RISQUES

La technologie est aujourd'hui suffisante pour combler les exigences de rapidité des transmissions de données par l'entremise d'un lien simple de fibres optiques utilisant des composants facilement utilisables et rentables. Vérification requise.

6. DISPONIBILITÉ

HP/Agilent est un fournisseur reconnu d'émetteurs-récepteurs à fibres optiques, parallèles ou séries. Les coûts doivent demeurer à l'intérieur d'une certaine marge, appropriée au marché médical.

7. COLLABORATEURS

Nortel, JDS Uniphase, HP/Agilent.

8. RÉFÉRENCES

http://www.semiconductor.agilent.com/news/pr/06may97.html

9. PERSONNES-RESSOURCES

David Hunter et Peter Neysmith, CPI Canada Inc., Georgetown, Ontario (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : david.hunter@cmp.cpii.com; peter.neysmith@cmp.cpii.com.

Traitment numérique de l'image à haute vitesse

1. OBJECTIFS

1.1 Radiographie
Les fonctions de radiographie exigées sont principalement reliées au fonctionnement du détecteur, tel que décrit plus haut.

1.2 Fluoroscopie et image spot
Traiter et afficher des images de 1024 x 1204 x 12 octets à une vitesse de 30 images par seconde. Les fonctions d'image en temps réel suivantes exigent une implantation : amélioration des contours (de préférence un noyau de 7 x 7 ou 9 x 9), étalement d'image variable avec ou sans détection d mouvement, rapprochement, panoramique et corrections du gamma. Les autres fonctions en temps réel nécessaires au détecteur d'images comprennent notamment la normalisation de modèles fixes et la diminution du courant d'obscurité.

2. DESCRIPTION

Les fonctions de fluoroscopie en temps réel (30 images/seconde) devraient être implantées avec du matériel FPGA (matrice prédiffusée programmable) ou CPLD (circuit logique programmable complexe). Il est aussi possible d'exécuter les fonctions en temps réel à l'aide des plus récents processeurs rapides tels que Alpha, Power PC, Pentium III et d'autres architectures encore plus rapides et étendues. Les techniques de traitement parallèle sont aussi envisageables, tout comme les processeurs de signaux numériques d'architecture Harvard tels que Analogic SHARC (Super Harvard Risc Computer).

3. IMPORTANCE

Les fonctions de traitement d'images mentionnées précédemment sont considérées comme essentielles par les médecins praticiens et le marché.

4. MATURITÉ ET RISQUES

Les solutions matérielles FPGA sont éprouvées, tandis que les approches logicielles multitraitements ne le sont pas, quoiqu'elles seraient plus souples et possiblement plus économiques.

5. DISPONIBILITÉ

Les technologies nécessaires sont facilement disponibles auprès de Xilinx, Cypress, Analogic et d'autres fournisseurs. Les plateformes de systèmes d'exploitations telles que RT Linux et NT sont aussi disponibles.

6. CHAMP D'APPLICATION

Les appareils à ultrasons (échographie) et les autres systèmes intensifs de traitement d'images (3D, etc.) devraient bénéficier de cette technologie.

7. COLLABORATEURS

Entreprises de semi-conducteurs et développeurs de logiciels ouverts (Linux).

8. PERSONNES-RESSOURCES

David Hunter et Peter Neysmith, CPI Canada Inc., Georgetown, Ontario (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : david.hunter@cmp.cpii.com; peter.neysmith@cmp.cpii.com.

Outils de caractérisation, spectres et logiciels

1. OBJECTIFS

Déterminer la qualité d'image réelle des systèmes fluoroscopiques et radiographiques numériques à différents débits de fluence (fluoroscopie) et d'exposition (radiographie). La qualité d'image doit aussi être évaluée en fonction de la qualité du faisceau de rayons X ou des caractéristiques spectrales.

1.1 Radiographie
Déterminer l'efficacité quantique de détection en fonction de la qualité du faisceau et de l'exposition.

Déterminer la fonction de transfert de modulation.

1.2 Fluoroscopie et spot numérique
Déterminer l'efficacité quantique de détection en fonction de la qualité du faisceau et du taux d'exposition.

Déterminer la fonction de transfert de modulation.

2. DESCRIPTION

L'efficacité quantique de détection est perçue comme étant le paramètre le plus objectif pour évaluer la qualité d'une série d'images radiographiques.

3. IMPORTANCE

Il est indispensable de faire une évaluation quantitative du rendement d'un système d'imagerie radiographique au point de vue de l'image.

4. AUTRES POSSIBILITÉS

Spectres spéciaux.

5. MATURITÉ ET RISQUES

Ces outils sont bien maîtrisés dans le milieu universitaire, mais peu dans le milieu industriel.

6. DISPONIBILITÉ

Ils nécessitent des outils d'acquisition de données et un logiciel spécialisé appropriés.

7. CHAMP D'APPLICATION

Applicables uniquement aux détecteurs de photons, ils pourraient toutefois aussi convenir aux systèmes de lumière visible.

8. COLLABORATEURS

Les universités.

9. ANALYSE DE RENTABILITÉ

Une évaluation adéquate de l'image devrait déterminer le choix de la technologie d'image minimale (moindre coût) pour obtenir le rendement d'image requis (efficacité quantique de détection).

10. PERSONNES-RESSOURCES

David Hunter et Peter Neysmith, CPI Canada Inc., Georgetown, Ontario (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : david.hunter@cmp.cpii.com; peter.neysmith@cmp.cpii.com.

Écrans à haute résolution et affichages à écran plat

1. OBJECTIFS

Déterminer les options de coût et de rendement des différentes technologies d'affichage d'images numériques. Évaluer les nouvelles technologies d'affichage.

2. DESCRIPTION

Les écrans cathodiques ne peuvent produire des images ayant la même luminosité que celles qui sont produites par un négatoscope et un film radiographique. On ignore s'il s'agit d'une lacune réelle ou si ce n'est qu'une préférence marquée par les radiologues.

Les écrans « couleur » avec masques offrent une luminance plutôt faible, mais sont également moins coûteux. Est-ce que le fenêtrage et la stabilisation peuvent parer au problème de luminosité, ou y a-t-il une brèche dans le paradigme fenêtrage/stabilisation? Les radiologues utilisent-ils le fenêtrage et la stabilisation, ou est-ce considéré comme trop onéreux?

Les écrans monochromes devraient présenter les images ayant la meilleure luminosité et la plus grande résolution. Certains écrans récents permettent aussi un ajustement dynamique de la focalisation et de la synchronisation du faisceau électronique pour optimiser l'image sur toute la surface de l'écran.

3. IMPORTANCE

L'acceptabilité des différentes méthodes d'affichage des images numériques sur le plan clinique doit être comprise.

4. AUTRES POSSIBILITÉS

De nouvelles technologies d'affichage et notions physiques sont en voie de développement. Les nouvelles méthodes d'affichage plus lumineux doivent être identifiées et évaluées.

Voici certaines variantes susceptibles de remplacer la technologie d'affichage cathodique :

- affichage à cristaux liquides (ACL)
- écrans à émission de champ
- affichage électroluminescent
- écrans à plasma
- écrans électroluminescents à couche mince
- écrans à diodes électroluminescentes
- écrans électrochromiques
- écrans thermochromiques
- écrans luminescents organiques
- écrans à cristaux liquides traités au plasma
- microaffichage sur face arrière CMOS
- systèmes électromécaniques micro-optiques

5. MATURITÉ ET RISQUES

La technologie des écrans cathodiques est mature, tandis que les autres varient selon leur phase de développement (allant du produit au prototype de recherche).

6. DISPONIBILITÉ

Disponible immédiatement pour les prototypes de certaines technologies.

7. PERSONNES-RESSOURCES

David Hunter et Peter Neysmith, CPI Canada Inc., Georgetown, Ontario (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : david.hunter@cmp.cpii.com; peter.neysmith@cmp.cpii.com.

Imprimante à haute résolution

1. OBJECTIFS

Évaluer différentes technologies d'impression d'images radiographiques convenant aux systèmes numériques d'imagerie par rayons X de bas ou de haut niveau.

2. DESCRIPTION

Les technologies d'impression incluent notamment l'impression à l'humide au moyen d'imprimantes laser, l'impression à sec au moyen d'imprimantes laser, la technologie xérographique au moyen d'imprimantes laser, les méthodes d'impression ionique, les méthodes d'impression à je d'encre et la technologie thermique.

La vitesse, le coût et l'impact environnemental de l'impression doivent être pris en considération.

3. IMPORTANCE

Moyenne.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Une connaissance des préférences de visionnement et des critères (objectifs) importants des radiologues.

5. COLLABORATEURS

Radiologues.

6. ANALYSE DE RENTABILITÉ

À déterminer.

7. PERSONNES-RESSOURCES

David Hunter et Peter Neysmith, CPI Canada Inc., Georgetown, Ontario (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : david.hunter@cmp.cpii.com; peter.neysmith@cmp.cpii.com.

Page précédente Table des Matières Prochaine page

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca

Industrie Canada Industry Canada Canada

strategis.gc.ca → Index : A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z
Information d'affaires par secteur → Industries de la santé

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

RADIOGRAPHIE ET FLUOROSCOPIE
LOGICIEL

▶ Interface avec les générateurs à rayons X

▶ Intégration des détecteurs à écran plat l'IRM

Interface avec les générateurs à rayons X

1. OBJECTIFS

Optimiser l'interface avec les générateurs radiologiques grâce aux systèmes d'acquisition numériques et mettre en œuvre une interface utilisateur unifiée.

2. DESCRIPTION

La synchronisation de la génération de rayons X et de la sortie en lecture des systèmes d'acquisition numérique doit être adéquatement contrôlée et mise en œuvre de façon matérielle et logicielle.

D'ordinaire, l'interfaçage avec le générateur combine des commandes RS-232 ASCII asynchrones et des signaux de commande numérique (TTL, OPTO, RS422, etc.).

Souvent, les générateurs de rayons X ont établi des séquences de commandes ASCII pour certaines variables (telles que kV, mA, etc.). Au besoin, d'autres commandes peuvent être ajoutées.

L'intégration au système d'affichage numérique des fonctions de contrôle de la console du générateur peut se révéler bénéfique.

Il importe évidemment que l'interface soit conçue pour que le technicien ou le radiologue puisse l'utiliser le plus simplement et le plus intuitivement possible. Des concepts appréciés et acceptés d'emblée par les passionnés de l'informatique et les concepteurs de systèmes peuvent horripiler le utilisateur ultime réel.

3. IMPORTANCE

Fondamentale.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Très bonne compréhension des exigences et des méthodologies cliniques.

5. COLLABORATEURS

Cliniciens, techniciens et médecins.

6. PERSONNES-RESSOURCES

David Hunter et Peter Neysmith, CPI Canada Inc., Georgetown, Ontario (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : david.hunter@cmp.cpii.com; peter.neysmith@cmp.cpii.com.

Intégration des détecteurs à écran plat l'IRM

1. OBJECTIFS

Les objectifs de cette technologie consistent à procéder à des angiographies numériques avec soustraction et à des fluoroscopies, en obtenant une qualité d'image classique à l'intérieur du champ magnétique d'un imageur par résonance magnétique.

Il importe de concevoir le système de telle sorte que l'appareil de radiologie n'entrave pas le fonctionnement de l'IRM, et que l'IRM ne porte pas non plus atteinte au bon fonctionnement de l'appareil de radiologie.

2. DESCRIPTION

Les détecteurs à écran plat spécialisés et les tubes à rayons X sont conçus pour fonctionner dans le champ magnétique de l'IRM et pour résister aux champs magnétiques et au brouillage radioélectrique de l'IRM, tout en ne générant pas eux-mêmes un tel type de brouillage.

3. IMPORTANCE

Cette technologie mènera l'IRM sur l'arène interventionnelle sans perte au niveau de la qualité d'image.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Analyseurs de signaux numériques et fluoroscopie de qualité supérieure pour le positionnement et l'orientation des sondes et des outils chirurgicaux.

5. AUTRES POSSIBILITÉS

Une autre solution consiste à améliorer l'application en temps réel de l'IRM, ce qui est en grande partie impossible en raison de la problématique du rapport signal-bruit.

6. MATURITÉ ET RISQUES

Seuls des prototypes ont été montrés. La puissance admissible des tubes à rayons X devant être utilisés dans les champs magnétiques devrait être améliorée, tout comme les imageurs à écran plat devraient subir des améliorations graduelles. En outre, la charge thermique des tubes anodiques statiques doit être accrue, ce qui peut présenter certaines difficultés.

7. DISPONIBILITÉ

Pour l'instant, aucun fabricant de premier plan ne s'est engagé dans cette sphère d'activité.

8. CHAMP D'APPLICATION

Ne s'applique pas aux autres secteurs.

9. RÉFÉRENCES

Rowlands, J.A. 1999. « X-ray Imaging: Radiography, Fluoroscopy and Computed Tomography », dans W. Hendee (dir.), *Biomedical Uses of Radiation. Part A: Diagnostic Applications*, Weinheim, WILEY-VCH.

Page précédente Table des Matières Prochaine page

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca

Industrie Canada Industry Canada

Canada

Accueil | Table ou site | Quoi de neuf | Contexte | Inscription

strategis.gc.ca

Index : A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z

Information d'affaires par secteur → Industries de la santé

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

TOMODENSITOMÉTRIE
▶ TDM hélicoïdale à synchronisme cardiaque
▶ TDM sur écran plat

Tomodensitométrie hélicoïdale à synchronisme cardiaque

1. OBJECTIFS

Éliminer tout mouvement cardiaque lors d'un examen classique de tomodensitométrie (TDM), à coupe simple ou multiple, avec injection d'un agent de contraste. Cela améliore la visualisation de la calcification de l'artère coronarienne proximale et des structures intracardiaques, et diminue sur le poumon l'effet de flou transmis à l'image par le mouvement du cœur (lobe moyen du poumon droit et lobe lingulaire). Cette technique pourrait permettre une évaluation guidée par tomodensitométrie de la perméabilité de l'artère coronarienne et de la perfusion myocardique. À l'heure actuelle, cette technologie est en concurrence avec la TDM à faisceau électronique, une technique dont la résolution spatiale et la résolution de contraste se sont révélées inadéquates pour remplacer la coronarographie diagnostique.

2. DESCRIPTION

Présentement, la TDM à faisceau électronique peut faire l'acquisition d'images du cœur avec une résolution temporelle de 50 à 100 millisecondes. Toutefois, comparé à un tomodensitomètre hélicoïdal classique, cet équipement présente une résolution spatiale et une résolution de contraste inférieures. Les percées technologiques ont permis d'accroître la vitesse de rotation du support mobile des tomodensitomètres hélicoïdaux actuels à 0,5 seconde. En se servant de l'acquisition de plusieurs coupes et de la synchronisation cardiaque, une technique restreinte de reconstruction des angles peut viser essentiellement le moment où survient la systole ou la diastole cardiaque. Les volumes systoliques et diastoliques ainsi que la fraction d'éjection peuvent alors être calculés. Enfin, il est possible que cette technique puisse démontrer la perméabilité des artères coronariennes distales sur les images en fin de diastole, ce qui la rend plus susceptible de remplacer la coronarographie diagnostique.

3. IMPORTANCE

L'impact clinique d'une TDM à synchronisme cardiaque est important puisqu'il existe de nombreuses installations de TDM au Canada, et que cette technique améliorerait la qualité des images du cœur et des poumons.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Les techniques en question pourraient être appliquées à tout tomodensitomètre hélicoïdal équipé d'un puissant injecteur angiographique.

5. AUTRES POSSIBILITÉS

À ce jour, c'est l'angiographie avec cathéter qui sert à poser ce diagnostic.

6. MATURITÉ ET RISQUES

La technologie de la TDM hélicoïdale est établie, mais les techniques spécialisées de synchronisation et de reconstruction sont encore à perfectionner

7. DISPONIBILITÉ

Les tomodensitomètres hélicoïdaux sont disponibles dans tous les grands centres urbains du Canada.

8. CHAMP D'APPLICATION

Cette technologie devrait améliorer les études diagnostiques du parenchyme pulmonaire et cardiaque.

9. RÉFÉRENCES

Le compte rendu de la rencontre annuelle de la Radiological Society of North America (RSNA) est une bonne source de référence sur l'évolution de l tomodensitométrie hélicoïdale à synchronisme cardiaque.

Tomodensitométrie sur écran plat

1. OBJECTIFS

La technologie actuelle de tomodensitométrie hélicoïdale fait l'acquisition de 4 coupes par rotation, réussissant ainsi à balayer entièrement la poitrine ou l'abdomen en 10 à 15 secondes. Les détecteurs à écran plat à large champ (de 30 à 40 cm sur l'axe des z) et les techniques de reconstruction du faisceau conique permettront de balayer ces régions en 0,5 à 1 seconde (en une seule rotation). Cela aura pour effet de révolutionner la TDM en permettant une visualisation en temps quasi réel de toutes les régions du corps avec une résolution spatiale isométrique.

2. DESCRIPTION

Présentement, les tomodensitomètres à coupes multiples font l'acquisition de 4 coupes simultanément. Il semble que la technologie existante puisse atteindre de 16 à 32 acquisitions simultanées. Cependant, il devrait être possible de procéder à une TDM volumétrique en utilisant les détecteurs à écran plat développés actuellement pour la radiographie assistée par ordinateur (RAO). La transformation de la RAO en TDM contribuerait à l'essor d'une technique d'imagerie révolutionnaire dont l'emploi pourrait être très vaste.

3. IMPORTANCE

L'impact clinique de la TDM volumétrique à écran plat serait important, puisque la TDM est un outil de diagnostic primordial au Canada.

4. EXIGENCES CLINIQUES

L'utilité clinique de cette technologie devra être évaluée par des essais cliniques. Cette percée devrait permettre à la tomodensitométrie de progresser et de passer d'un outil d'imagerie anatomique à un outil d'imagerie fonctionnelle et physiologique.

5. AUTRES POSSIBILITÉS

Il n'y a aucun outil d'imagerie qui procure ce type d'information à l'heure actuelle.

6. MATURITÉ ET RISQUES

Des recherches élémentaires portant sur les détecteurs radiologiques, les techniques de reconstruction et l'affichage d'images seront nécessaires pour faire de ce concept une réalité.

7. DISPONIBILITÉ

Aucune présentement.

8. CHAMP D'APPLICATION

Cette technologie améliorerait tous les aspects de la tomodensitométrie.

9. RÉFÉRENCES

Les comptes rendus des rencontres annuelles de la Society for Optical Engineering (SPIE) et de l'Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) sont une bonne source d'information sur l'évolution de la TDM à écran plat.

10. PERSONNE-RESSOURCE

Ian Cunningham, Ph.D., University of Western Ontario, London : icunning@irus.rri.on.ca.

Page précédente Table des Matières Prochaine page

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca

Industrie Canada Industry Canada Canada

Index : A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z

strategis.gc.ca → Information d'affaires par secteur → Industries de la santé

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE MATÉRIEL
▶ Bobines de gradient avec niveaux de gradients maximums supérieurs et plus grandes vitesses de balayage
▶ Bobines radiofréquences spécialisées
▶ Nouveau système d'IRM destiné à des utilisations spécifiques
▶ Nouveaux systèmes d'IRM à aimants ouverts permanents destinés à des applications spécifiques en neurochirurgie
▶ Unités d'IRM à champs magnétique intense (3 tesla ou plus)

Bobines de gradient avec niveaux de gradients maximums supérieurs et plus grandes vitesses de balayage

1. OBJECTIFS

Les objectifs de rendement des gradients plus rapides sont déterminés par les applications d'IRM qui exigent une technologie d'imagerie ultra-rapide, notamment l'IRM fonctionnelle (IRMf), la résonance magnétique cardiaque et les mesures de diffusion. Les gradients de résonance magnétique classiques utilisent de vitesses de balayage inférieures à 20 mT/m/ms et des niveaux maximums de 10 mT/m. L'imagerie ultra-rapide, notamment la séquence d'imagerie échoplanar à impulsion unique, requière des vitesses de balayage supérieures à 100 mT/m/ms et des niveaux maximums supérieurs à 20 mT/m.

2. DESCRIPTION

Les gradients de champ magnétique sont des composants essentiels de tous les appareils d'IRM. Il s'agit de trois ensembles de bobines conductrices qui produisent des variations linéaires dans un champ magnétique le long des axes x, y et z. Dans une séquence d'impulsions d'IRM, ces gradients sont rapidement modulés et démodulés de façon synchrone avec les impulsions de radiofréquences et l'acquisition des données. Ces nouveaux gradients à grande vitesse diffèrent des gradients classiques du fait qu'ils utilisent des amplificateurs de gradient nettement plus puissants et qu'ils ont besoin de mécanismes de refroidissement à l'eau ou à l'air.

3. IMPORTANCE

Les deux plus importantes applications des gradients à haute vitesse, soit l'IRMf et l'IRM de diffusion, jouent un rôle grandissant en recherche et diagnostic. L'IRMf permet au chercheur de visualiser l'activation cérébrale, ce qui explique pourquoi elle est si assidûment employée en cartographie cérébrale et pour l'étude du cerveau dans les maladies neurologiques. Du côté de la résonance magnétique cardiaque, il est avantageux d'obtenir plusieurs images pendant un cycle cardiaque. Enfin, l'imagerie de diffusion occupe une place de plus en plus importante dans le traitement des patients victimes d'attaque.

4. EXIGENCES CLINIQUES

L'IRMf et l'IRM cardiaque exigent toutes deux de grandes vitesses de balayage et de hauts niveaux de gradients. Cela est particulièrement important pour l'IRM à champ magnétique intense, pour laquelle le signal augmenté peut être remplacé par une acquisition de données d'images à plus large bande. L'IRM de diffusion requière principalement de forts niveaux de gradient.

Il existe au moins deux facteurs susceptibles de limiter les applications cliniques des gradients à champ intense. D'abord, lorsque le champ magnétique varie de 60 T/s pendant plus de quelques millisecondes, il peut y avoir induction de la stimulation des nerfs. La stimulation des nerfs périphériques peut être induite par les gradients aujourd'hui plus rapides. Par ailleurs, le bruit acoustique atteint des niveaux insupportables avec les plus récents gradients lorsque ces derniers fonctionnent à leur vitesse de commutation maximale.

5. DISPONIBILITÉ

Le rendement des plus récents gradients de résonance magnétique s'approche des niveaux optimaux requis par les applications courantes.

6. COLLABORATEURS

La technologie des gradients est en grande partie élaborée par les fabricants de produits de résonance magnétique, notamment Magnex Scientific, Siemens Medical Systems, General Electric Medical Systems, Marconi Medical Systems et plusieurs autres.

Le groupe du Dr Brian Rutts, du Robarts Institute situé à London en Ontario, travaille à un programme de recherche active sur les gradients. Le groupe de résonance magnétique de l'Institute for Biodiagnostics dispose également d'une équipe de conception de gradients à résonance magnétique

7. ANALYSE DE RENTABILITÉ

Il est probable que d'ici quelques années la plupart des systèmes de résonance magnétique seront livrés avec des systèmes de gradients à haute vitesse.

8. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

Lorsque les organismes de réglementation fixeront des limites de vitesse de balayage pour les gradients, le développement de la technologie des gradients sera alors compromis.

9. RÉFÉRENCES

Le récent travail, non publié, du groupe du Dr Brian Rutt propose les meilleures sources d'information non classifiées sur le concept des gradients.

Bobines radiofréquences spécialisées

1. OBJECTIFS

Les cliniciens ne cessent de découvrir de nouvelles applications pour l'IRM, et ces nouvelles applications requièrent souvent des bobines RF spécialisées pour obtenir la meilleure qualité d'image possible dans les plus brefs délais.

2. DESCRIPTION

Il y a deux types principaux de bobines RF. Le premier type est destiné à des régions spécifiques du corps tandis que le deuxième est conçu et fabriqué pour des interventions chirurgicales. Les bobines destinées spécifiquement à des régions du corps sont offertes depuis de nombreuses années mais elles ne cessent d'évoluer. L'une des étapes importantes de cette évolution est le développement des bobines à commande de phase, qui peuvent servir à de multiples applications. En fait, l'évolution de ces différentes bobines est telle que les bobines de tête sont maintenant des bobines à commande de phase, ces dernières augmentant le rapport signal-bruit et, par conséquent, la qualité et la clarté de l'image. Les bobines (aussi appelées antennes) sont destinées à l'étude de certains organes internes, notamment la prostate, pour laquelle l'examen se fait par voie rectale, et le col, pour lequel l'examen est fait par voie vaginale. Sur le plan gastro-intestinal, des progrès considérables sont encore à faire, mais de nombreux facteurs pourraient y faire obstacle, notamment en raison de contraintes de géométrie et de mouvement.

Il existe des circonstances spécifiques où des bobines mises au point pour étudier les vaisseaux sanguins pourraient être employées. Dans tous les cas, la bobine spécifique au corps est une bobine réceptrice avec transmission RF assurée par une bobine corporelle. Par ailleurs, les bobines employées lors d'une intervention chirurgicale s'opposent à des contraintes de taille, puisque les cliniciens, tout en ayant besoin d'images de grande qualité, doivent avoir libre accès au patient pour pratiquer l'intervention elle-même. Dans le modèle de GE, on a utilisé des bobines flexibles perforées aux endroits stratégiques pour pratiquer les incisions et procéder à la chirurgie. Ces bobines souffrent toutefois d'un manque d'homogénéité, sans compte que, souvent, les trous d'accès chirurgicaux ne se trouvent pas à l'endroit approprié. Le système qui ne requiert des images que de façon intermittente pendant une chirurgie emploie des bobines qui peuvent être retirées très rapidement pour laisser le champ libre au chirurgien. Le défi consiste donc à mettre au point des bobines qui donnent accès au patient, sont disposées en carré et peuvent être utilisées pour des applications d'imagerie en temps réel.

3. IMPORTANCE

Ce sont les besoins financiers de l'utilisateur ultime et, jusqu'à un certain point, la patience du patient, qui déterminent le besoin de bobines spécifiques à certaines régions du corps. Ce type de bobine est utilisé pour obtenir des images de grande qualité dans un très bref délai. Si cette technologie n'est pas disponible, l'IRM peut alors perdre certains de ses avantages concurrentiels et d'autres technologies sont susceptibles d'être employées. Par ailleurs, les bobines interventionnelles doivent répondre aux exigences des clients. Les chirurgiens ne modifieront leurs méthodes de travail que très légèrement; si une bobine qui gêne leur travail ne peut être retirée rapidement, ils risquent de vite laisser tomber cette technologie. De nos jours, les chirurgiens savent quelle qualité d'image leurs collègues radiologues exigent, et ils souhaitent ne pas être en reste. Si la bobine RF utilisée en chirurgie procure une qualité d'image inférieure ou est plus lente pour faire l'acquisition des images, le chirurgien rejettera d'emblée la technologie.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Les bobines RF doivent fournir une excellente qualité d'image dans les plus brefs délais possible. L'uniformité des champs RF par rapport au volume d'intérêt devrait être aussi conforme que possible. Et dans le cas de certaines applications, les bobines doivent être jetables.

5. MATURITÉ ET RISQUES

Il existe à ce jour un bon nombre de bobines spécifiques à des régions du corps, offertes par tous les grands fournisseurs de produits d'IRM, de même qu'un nombre important de bobines spécialisées offertes par des fabricants de bobines sur mesure.

La principale exigence des utilisateurs est d'obtenir des images de qualité supérieure dans un plus bref délai. En ce qui a trait à l'emploi de l'IRM en salle d'opération, le défi consiste à accroître le rapport signal-bruit ainsi que l'uniformité de l'image par rapport au volume d'intérêt. Il ne faut pas no plus oublier le défi qui consiste à rendre les bobines RF invisibles pour le chirurgien, au moins pendant son intervention chirurgicale.

Un jour les limites de la physique seront atteintes; c'est le principal risque de cette technologie. Par contre, il y a un bon nombre de paramètres qui peuvent être modifiés pour permettre le développement de nouvelles bobines encore meilleures, destinées à des applications spécifiques.

6. DISPONIBILITÉ

Comme cela a été dit plus haut, les bobines sont disponibles auprès de tous les grands fabricants de produits d'IRM et d'un certain nombre d'entreprises spécialisées. Ces bobines spécialisées sont assez coûteuses et représentent une bonne source de revenu pour les entreprises qui connaissent du succès. Par contre, en regard du coût d'un système d'IRM, le coût des bobines est relativement faible.

7. CHAMP D'APPLICATION

Il existe au Canada des entreprises qui développent des bobines spécialisées, ensuite vendues à de grands fabricants ou aux utilisateurs ultimes. Elles sont fréquemment liées à des organismes de recherche qui souvent sont les premiers à avoir besoin d'une bobine spéciale.

8. COLLABORATEURS

Au fil des ans, le Conseil national de recherches du Canada (CNRC) a mis au point un certain nombre de bobines, et dispose du savoir-faire nécessaire pour concevoir et fabriquer des bobines. Dernièrement, des chercheurs du CNRC ont développé une bobine destinée à l'échographie mammaire qui double le rapport signal-bruit et qui devrait engendrer des bénéfices aussi bien pour l'entreprise que pour le patient.

9. ANALYSE DE RENTABILITÉ

Si l'on arrive à mettre au point une bobine fort en demande, celle-ci se transformera en un générateur de revenu intéressant, puisque le coût de production est normalement assez faible comparativement au prix de vente.

10. IMPACT SUR LES NORMES ET LA RÉGLEMENTATION

Les nouvelles bobines doivent être certifiées (la Direction générale de la protection de la santé du Canada, la Food and Drug Administration des États Unis et le Conseil de l'Europe par exemple), ce qui se fait généralement assez simplement.

Nouveau système d'IRM destiné à des utilisations spécifiques

1. OBJECTIFS

La technologie s'inspire principalement des demandes des clients. L'IRM continue d'étendre ses activités au diagnostic de différentes maladies. Aux premiers jours de l'IRM, aux États-Unis, 80 % des examens d'IRM étaient pratiqués sur le cerveau. Aujourd'hui, ce pourcentage est descendu à moins de 35 %, bien qu'il se fasse plus d'examens cervicaux par IRM aujourd'hui que jamais auparavant. À l'origine, les appareils d'IRM étaient des appareils universels qui pouvaient être utilisés pour toutes les parties du corps, sans toutefois convenir parfaitement à tous les cas. Aujourd'hui, nous voyons de plus en plus d'équipements spécialisés et destinés à un champ d'application particulier, tel le cœur. La plupart des grands fabricants d'équipements IRM vendent un système dit spécialisé, si ce n'est réservé, pour l'imagerie cardiaque. Cela s'explique simplement par le grand nombr de demandes pour ce type d'examen, qui fait qu'il est plus économique de produire un appareil exclusif à cette partie du corps. Les bobines (gradient

ou RF) peuvent ainsi être optimisées en fonction de cette région. L'application en chirurgie est aussi un autre champ d'action pour lequel les besoins peuvent être comblés par la mise au point d'équipements spécialisés.

2. DESCRIPTION

L'équipement est un avant tout un appareil d'IRM mis au point pour une application spécifique, qu'il s'agisse d'une partie du corps ou d'une intervention clinique. La majeure partie du système est donc conçue spécifiquement en fonction d'une application donnée, bien que le fabricant tente, dans la mesure du possible, d'utiliser au maximum la technologie de base. Le noyau du logiciel est ainsi le même pour la majorité des appareils et il ne diffère que par certains ajouts propres à la spécificité de l'application. Par ailleurs, il y a un intérêt grandissant pour le développement de systèmes d'IRM destinés à d'autres intervenants que les radiologues, notamment pour des intervenants de première ligne. De gros efforts ont été faits pour mettre au point un appareil d'IRM spécialisé dans l'examen des membres et destiné aux chirurgiens orthopédistes qui souvent établissent le premier contact avec le patient. Il va sans dire que les appareils qui connaîtront le plus grand succès sont ceux qui s'intégreront aux cabinets de médecins. Un système pour l'examen exclusif des membres serait extrêmement utile pour un rhumatologue, par exemple, pourvu qu'un appareil d'IRM soit disponible dans la clinique. Il en est de même dans les cliniques de médecine sportive possédant un appareil de radiologie. Ce type d'appareil d'IRM doit être très compact et très convivial, en plus de permettre la transmission en ligne des images à des radiologues. Par ailleurs, des systèmes d'IRM pour la seule région de la tête ont été mis au point et utilisent de petits aimants avec gradients spéciaux qui offrent de très grandes vitesses de balayage. Les plus importantes percées technologiques concernent les aimants, les bobines à gradient, les bobines RF ainsi que certaines intégrations logicielles. Il s'agit d'une technologie qui prendra de l'expansion.

3. IMPORTANCE

L'IRM a évolué pour devenir un puissant outil de diagnostic pour un nombre sans cesse croissant d'applications. De plus en plus de cliniciens œuvrant dans différents domaines spécialisés réclament cette technique diagnostique capitale. Toutefois, si on la compare à bien d'autres techniques, l'IRM est très peu sensible. Ainsi, un appareil d'IRM susceptible de servir à plusieurs applications différentes, bien qu' intéressant d'un point de vue économique, est difficile, voire impossible à construire. Le taux de remboursement des images de résonance magnétique diminuant de plus en plus, l'équipement doit devenir de plus en plus efficace, d'où l'intérêt croissant pour les équipements d'IRM spécialisée.

L'IRM est devenue aujourd'hui une technique à ce point recherchée que les cliniciens se sentent dans l'obligation d'y avoir recours, faute de quoi ils craignent de devoir en répondre devant la loi. Cela va à l'encontre de l'orientation économique qui vise à faire plus avec moins. Et la meilleure façon d'arriver à faire plus avec moins est d'utiliser de l'équipement spécialisé très efficace. En fait, c'est la demande croissante qui encourage le développement et l'utilisation d'équipements spécialisés économiquement viables.

4. EXIGENCES CLINIQUES

L'équipement doit être très performant et permettre un roulement très important de patients tout en offrant des images de très grande qualité.

5. MATURITÉ ET RISQUES

De plus en plus de systèmes destinés à des applications spécialisées font leur entrée sur le marché. Tous n'ont pas encore atteint le succès, mais il est possible que certains systèmes l'atteindront.

6. DISPONIBILITÉ

Les grands fabricants de produits d'IRM sont engagés dans certains de ces développements, mais il s'agit d'un domaine où les petites entreprises ayant dans leur mire un marché spécifique connaissent du succès. Ces systèmes spécialisés sont normalement moins coûteux que l'équipement des services de radiologie disponible de par le monde.

7. CHAMP D'APPLICATION

À l'heure actuelle, le Canada compte une entreprise susceptible d'être placée dans cette catégorie, une compagnie qui fabrique des systèmes d'IRM destinés aux salles d'opération, ainsi qu'un système pour l'imagerie de la tête. Les systèmes d'IRM destinés à une utililisation spécifique représentent un créneau du marché où pourrait prospérer une entreprise canadienne disposant d'une bonne technologie.

8. COLLABORATEURS

L'entreprise dont il est question ci-dessus est une entité dérivée du CNRC, de sorte que la technologie est disponible au CNRC. Il existe au Canada u certain nombre d'organismes de recherche qui disposent de la technologie nécessaire pour faire leur place dans ce marché.

9. ANALYSE DE RENTABILITÉ

Le secteur d'activité en question, comme cela a été indiqué précédemment, prendra de l'essor. En outre, il s'agit d'un secteur où les acteurs, relativement peu nombreux, sont susceptibles de connaître du succès du fait qu'ils disposent d'une technologie unique et qu'ils l'ont appliquée à un secteur qui constitue un créneau intéressant du domaine médical.

Nouveaux systèmes d'IRM à aimants ouverts permanents destinés à des applications spécifiques en neurochirurgie

1. OBJECTIFS

Le système de neuro-imagerie à aimants permanents, tel que proposé, devrait permettre de procéder à des interventions neurochirurgicales en temps réel. Un tel système devrait réduire considérablement le temps requis pour réaliser bon nombre d'interventions. En fait, ce système peut diminuer de 30 à 50 % les temps d'intervention par rapport aux techniques classiques.

Des discussions avec les membres du département de neurochirurgie d'un important hôpital d'enseignement canadien ont révélé que des 2 600 opérations intracrâniennes réalisées au cours des 12 mois précédents, 1 000 d'entre elles auraient pu bénéficier de cette technologie.

Un temps d'intervention plus court et une meilleure visualisation des détails pendant l'opération auraient un effet positif sur le rétablissement du patient, en plus de permettre aux chirurgiens de procéder à un plus grand nombre d'interventions dans des délais plus appropriés, réduisant ainsi les coûts tous azimuts. Le prix serait comparable à celui du système de tomodensitométrie mobile haut de gamme conçu pour l'imagerie neurale peropératoire.

2. DESCRIPTION

Cette technologie est utilisée dans la conception et la mise à l'essai de configurations de systèmes non classiques destinés à des usages spécifiques. Un petit aimant permanent est utilisé de concert avec les nouvelles bobines RF interventionnelles pour permettre de voir des images d'IRM pendant une neurochirurgie. Le concept de l'aimant et l'évolution des bobines sont avant-gardistes et ont des applications concrètes pour d'autres systèmes à aimant, bas ou milieu de gamme, en configuration ouverte.

Le concept proposé est un petit aimant mobile en forme de U et pouvant être placé dans une salle d'opération classique, la bobine RF relevant d'un concept de surface, directement guidé par gradient. Le système est doté d'une très grande autoprotection, tandis que l'aimant est passif avec les composants électroniques contenus dans la bobine à gradient/RF, qui sert également de support de tête. En outre, grâce à la technologie informatique reposant sur les nouveaux ordinateurs personnels, le système de reconstruction est rapide.

3. IMPORTANCE

Une telle technologie n'étant en développement nulle part au monde à l'heure actuelle, il s'agit d'une nouvelle avenue intéressante. Ce système permettrait de réduire les coûts du système de santé canadien, en plus de représenter pour une entreprise canadienne un produit exportable fort recherché.

Cette technologie constitue un progrès considérable en regard de la tomodensitométrie jumelée aux systèmes de neurochirurgie optique classique.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Le respect des normes exigeantes fixées par les médecins spécialisés en neurochirurgie.

5. AUTRES POSSIBILITÉS

Systèmes peropératoires :

- système d'IRM peropératoire IMRIS (Winnipeg);
- systèmes portables de tomodensitométrie des plus importants fabricants d'appareils d'imagerie médicale;
- systèmes d'IRM classiques en forme de C produits par Marconi, Siemens et Millennium Technology Inc.

6. MATURITÉ ET RISQUES

L'IRM peut être utilisée en neurochirurgie en temps réel, mais il n'existe aucune configuration d'aimant pour ce type de système. En fait, ce système en a pour 5 à 7 ans avant de percer le marché, et pour 10 ans avant d'être largement accepté par l'industrie.

L'échéancier de développement serait le suivant : de 2 à 3 ans pour la bobine à gradient/RF; de 3 à 4 ans pour les aimants et les configurations; de 4 à 5 ans pour les essais précliniques; de 5 à 6 ans pour les essais cliniques et approbations; puis de 7 à 10 ans pour la commercialisation.

Le principal risque est de nature technologique : le développement du système à gradient/RF peut nécessiter plus que les 2 à 4 années prévues.

7. DISPONIBILITÉ

Ce type de système n'est pas disponible sous forme de système interventionnel. Ce qui s'en rapproche le plus serait le système peropératoire d'IMRIS Toutefois, le coût du système peropératoire est élevé et équivaut pratiquement au coût d'un système d'IRM superconducteur auquel s'ajoute le coût des modifications nécessaires pour faire bouger l'aimant pendant la neurochirurgie.

8. CHAMP D'APPLICATION

La technologie mise au point dans cette application devrait être offerte sur le marché beaucoup plus rapidement pour les chirurgies moins invasives. La pratique de la chirurgie interventionnelle n'en est encore qu'à ses premiers pas et connaîtra un essor fulgurant au cours de 10 à 15 prochaines années.

9. COLLABORATEURS

Un ou même plusieurs grands hôpitaux de l'Ouest du Canada participeront au développement du système. Bien que la capacité de fabrication se concentre davantage aux États-Unis, il est possible que des entreprises canadiennes aient évolué à ce point qu'elles soient également capables de participer à l'élaboration de la technologie.

10. ANALYSE DE RENTABILITÉ

Les coûts de développement de cet équipement seront de l'ordre de 5 à 7,5 millions de dollars au cours des 4 à 5 prochaines années. Les revenus de la vente de 25 systèmes par année devraient atteindre 42 millions de dollars par année.

Au chapitre des perspectives d'emploi, on peut prévoir 5 emplois de niveau doctorat, de 7 à 10 emplois de niveau maîtrise, 10 emplois de techniciens par année à l'interne, et de 4 à 5 emplois de niveau doctorat ou médecin. Ces perspectives n'incluent pas les postes de soutien et de gestion, ni les retombées sur le plan de la fabrication de matériel et de l'usinage.

11. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

Aucun

12. RÉFÉRENCES

Travail interne seulement.

13. PERSONNE-RESSOURCE

Lee Newby, Millennium Technology Inc., Vancouver, Colombie-Britannique (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : lnewby@millennium.ca.

Unités d'IRM à champs magnétique intense (3 tesla ou plus)

1. OBJECTIFS

À l'heure actuelle, les clients intéressés par ce type d'équipement sont les spécialistes en recherche clinique qui ont besoin de renseignements sur le cerveau, tirés de techniques telles que l'IRMf et la spectroscopie par résonance magnétique (SRM). Au fur et à mesure que la technologie évoluera, c sont les exigences des cliniciens qui contribueront à l'orienter.

Les aspects économiques de la technologie sont importants du fait que l'IRM représente pour les hôpitaux, surtout aux États-Unis, une bonne source de revenus. Si cette nouvelle technologie devait prendre une grande expansion, elle devrait alors faire son entrée dans les salles d'examen et servir au examens de routine. Son coût sera alors de la plus haute importante puisqu'il sera comparé à celui des systèmes d'IRM 1,5 tesla haut de gamme, présents actuellement dans tous les grands hôpitaux de l'Amérique du Nord et de l'Europe. Le coût d'un système 3 tesla pour le corps en entier dépasse les 3 millions de dollars américains, et le coût des autres systèmes est encore plus élevé. La plupart des systèmes ultra-performants (supérieurs à 5 tesla) ont été intégrés par le groupe de recherche qui s'est procuré un aimant Magnex et les composants électroniques auprès d'entreprises telles que Varian et Bruker. Par ailleurs, la participation incontestable de Siemens dans le système 7 tesla, au Massachusetts General Hospital de Boston, est un événement prometteur.

2. DESCRIPTION

À ce jour, le marché de l'IRM à des fins diagnostiques est dominé par des appareils équipés d'aimants de 1,5 tesla. Il existe de par le monde environ soixante appareils 3 tesla et cinq appareils 4 (ou 4,7) tesla, auxquels on peut ajouter un appareil 7 tesla et un appareil 8 tesla; en outre deux aimants 7 tesla et deux aimants 9,4 tesla sont aussi en production. Ces systèmes à champ magnétique très intense ont d'abord été utilisés pour la recherche, notamment pour l'imagerie fonctionnelle du cerveau. On peut supposer qu'au cours des 4 prochaines années, le nombre de systèmes fonctionnant avec des aimants 3 tesla aura augmenté d'au moins 100 par année. À ce moment là, ces systèmes serviront principalement au diagnostic clinique, tandis que les spécialistes en recherche se concentreront sur des aimants à champ magnétique nettement plus intense.

3. IMPORTANCE

Présentement, ce sont les spécialistes de la recherche clinique et de l'IRM qui poussent le développement de cette technologie. Les grands sites d'imagerie diagnostique sont en voie de remplacer leurs systèmes 1,5 tesla haut de gamme par des systèmes 3 ou 4 tesla, une tendance qui est appelée à prendre de l'ampleur.

Currently, the MRI and clinical research community are driving the development of very high field MRI. The luminary diagnostic imaging sites are i the process of replacing their upper-end 1.5-tesla systems with 3- or 4-tesla systems, and this trend will continue.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Ces nouveaux systèmes à champ magnétique plus intense doivent fournir une quantité nettement plus importante de renseignements diagnostiques dans un délai moindre que celui imparti aux systèmes 1,5 tesla actuels. Cela concerne les systèmes 3 et 4 tesla. Les techniques comme l'IRM fonctionnelle doivent démontrer qu'elles possèdent une réelle valeur clinique, et les images fonctionnelles obtenues à 3 ou 4 tesla doivent fournir plus d'informations que les images obtenues à 1,5 tesla.

5. AUTRES POSSIBILITÉS

En réalité, le principal concurrent est encore le système d'IRM 1,5 tesla. Les technologies telles que la tomographie par émission de positrons (TEP) sont en mesure de fournir des données fonctionnelles du cerveau, mais pas encore à l'échelle de l'IRM à champ magnétique très intense.

6. MATURITÉ ET RISQUES

La technologie appliquée au cerveau fournit des renseignements inestimables sur l'activation du cerveau. L'emploi des aimants à champ magnétique très intense pour améliorer les renseignements diagnostiques tirés de l'imagerie de l'anatomie est une technique qui est en train d'être développée.

Les aimants IRM ne montreront, et n'auront à montrer, qu'une progression marginale au cours des prochaines années, tandis que le reste de la technologie remontera la pente. Comme il a été indiqué précédemment, l'IRM fonctionnelle et la SRM doivent devenir des éléments de diagnostic clinique à part entière, au même titre que l'imagerie de l'anatomie. En outre, l'imagerie des autres parties du corps doit prendre de l'essor. Le cœur serait un excellent candidat à l'IRM à champ magnétique intense, quoiqu'un bon nombre de obstacles devront d'abord être surmontés. Par ailleurs, la technologie d'ARM (angiographie par résonance magnétique) à champ magnétique intense pourrait également se révéler fort intéressante, mais encore là, de nombreux problèmes devront être réglés.

Les risques sont analogues à ceux que nous avons présentés il y a quelques années concernant les systèmes 1,5 tesla.

7. DISPONIBILITÉ

GE, Siemens et Marconi offrent des aimants 3 tesla pour le corps entier, tandis que Varian et Bruker proposent tout ce qui se fait de 3 tesla à 9,4 tesla Ces derniers systèmes sont réellement destinés à la recherche et leur complexité à l'égard du logiciel clinique est inférieure à celle des principaux tomodensitomètres. Ils sont très polyvalents et conviennent à merveille à la communauté scientifique.

8. CHAMP D'APPLICATION

Le Canada comptera parmi les utilisateurs de cette technologie; on dénombre déjà plusieurs systèmes 3 et 4 tesla à travers le pays, et leur nombre devrait continuer à augmenter. Plusieurs groupes de recherche canadiens participent au développement d'équipements périphériques pour ces systèmes. IMRIS, entreprise canadienne, commercialise et vend un système destiné à l'examen exclusif de la tête, basé sur des composants électroniques de Marconi. Ce produit a déjà subi d'importantes modifications et devrait dans un proche avenir voir le jour sous la forme d'un système 4 tesla pour la tête, principalement tournée vers l'IRMf.

9. COLLABORATEURS

Le CNRC a été aux premières lignes du développement des applications d'IRM à champ magnétique très intense et poursuivra sur cette lancée. Il y a aussi un bon nombre d'universités et d'instituts de recherche en association qui participent à l'élaboration de la technologie et des périphériques.

10. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

Le système 3 tesla de GE a été agréé par la Food and Drug Administration des États-Unis, et le système de Siemens suivra de près. Les modules d'IRM possédant des champs statiques de 4,1 tesla ont été déclarés sécuritaires par la Food and Drug Administration des États-Unis en autant que les autres enjeux de sécurité tels que le TAS (taux d'absorption spécifique), le dB/dt et le bruit acoustique) respectent les limites prescrites.

Page précédente | Table des Matières | Prochaine page

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca

Industrie Canada Industry Canada Canada

Index : A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z

strategis.gc.ca → Information d'affaires par secteur → Industries de la santé

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE
LOGICIEL

- IRM fonctionnelle
- Spectroscopie par résonance magnétique *in vivo*
- Coronarographie par résonance magnétique
- Visualisation en tous lieux d'images IRM

IRM fonctionnelle

1. OBJECTIFS

L'essor que connaît l'IRMf est le fait des chercheurs et des physiciens qui désirent établir des cartes de l'activation cérébrale, normale et anormale, liée à une série de tâches définies.

L'IRMf a pour objet d'identifier les régions spatiales et temporelles du cerveau qui sont activées. Les résolutions spatiales et temporelles optimales sont déterminées ultimement par la puissance du signal.

2. DESCRIPTION

Lorsque les neurones entrent en action, la concentration locale de désoxyhémoglobine augmente. Puis, les réactions hémodynamiques subséquentes entraînent une augmentation de l'oxyhémoglobine dans une zone étendue englobant la zone activée initialement. Une quantité IRM appelée T2* est sensible au ratio désoxyhémoglobine/oxyhémoglobine. Dans les paramètres d'IRMf, le cerveau est représenté de façon répétée en image avec un agent de contraste T2*, tandis que la personne sous examen contribue à un paradigme spécifique. Les régions du cerveau qui montrent des changements temporels synchrones avec la tâche sont dites activées. La technologie de l'IRMf inclut une séquence d'impulsions à résonance magnétique novatrice pour l'acquisition d'images, le perfectionnement du matériel de résonance magnétique destiné à accroître le rapport signal-bruit et la vitesse d'acquisition des images, de même que des outils d'analyse d'images pour l'extraction des résultats des données acquises.

3. IMPORTANCE

L'IRMf joue un rôle majeur dans la compréhension de l'organisation fonctionnelle détaillée du cerveau, et elle est utilisée aussi bien en psychologie qu'en psychiatrie et en médecine. Bien que ce soit la recherche qui bénéficie principalement de ses applications, certaines de celles-ci, fort importantes, sont utilisées pour le diagnostic et la planification chirurgicale.

4. EXIGENCES CLINIQUES

L'IRMf repousse les limites de la technologie actuelle d'IRM. Elle exige d'abord une très grande vitesse d'acquisition des images, et ce, à des niveaux signal-bruit élevés. Ensuite, l'analyse des images doit être terminée très tôt après l'acquisition des données et doit même éventuellement pouvoir se faire pendant l'acquisition des données par IRMf en temps réel. Le bruit attribuable aux mouvements physiologiques a un impact considérable sur l'IRMf, bien que de nouvelles techniques d'analyse et d'acquisition de données puissent surmonter certains des problèmes dus à ce type de bruit. En outre, certaines régions du cerveau sont pratiquement inaccessibles par IRMf en raison des problèmes d'homogénéité de champ magnétique attribuables à la différence de susceptibilité magnétique entre les tissus et l'air.

5. AUTRES POSSIBILITÉS

La tomographie par émission de positrons (PET) est une des technologies concurrentes qui s'avère plus sensible, mais requière un marqueur; en outre elle donne de piètres résultats avec les tâches répétitives. Par ailleurs, la magnétoencéphalographie procure une bien plus grande vitesse d'acquisition des images, mais les algorithmes de reconstruction n'offrent pas encore une résolution aussi élevée que dans le cas de l'IRMf. Les mesures potentielles évoquées présentent une résolution temporelle plus rapide que l'IRMf, mais une résolution spatiale bien moindre.

6. MATURITÉ ET RISQUES

L'IRMf est encore une toute nouvelle technologie. La création d'aimants à champ magnétique plus intense et de gradients à rendement supérieur constituera un avantage substantiel.

7. DISPONIBILITÉ

La plupart des fabricants d'IRM offrent des ensembles d'IRMf pour leurs tomodensitomètres, et plusieurs instituts distribuent des logiciels d'analyse d'IRMf, notamment SPM de London (Karl Fristen) et Evident de Institute for Biodiagnostics (Ray Somerjai).

8. CHAMP D'APPLICATION

L'IRMf est applicable à la recherche en médecine, en psychologie, en psychiatrie et en médecine clinique.

9. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

Les réglementations inhérentes à l'exposition aux champs magnétiques intenses, aux variations rapides des champs magnétiques et au fort bruit acoustique pourraient limiter l'essor de l'IRMf.

10. RÉFÉRENCES

Les derniers comptes rendus de l'International Society of Magnetic Resonance in Medicine abordent les connaissances les plus récentes sur la technologie d'IRMf.

Spectroscopie par résonance magnétique *in vivo*

1. OBJECTIFS

La technologie de la spectroscopie par résonance magnétique (SRM) est pilotée par les chercheurs en physiologie et en médecine qui désirent approfondir la biochimie humaine, et par les radiologues qui souhaitent diagnostiquer certaines maladies. La SRM a pour objet de déterminer in vivo la concentration d'importants composés chimiques dans l'organisme. Depuis que la spectroscopie est remboursable aux États-Unis, son application médicale s'est beaucoup étendue.

2. DESCRIPTION

La technologie SRM produit un spectre de résonance magnétique nucléaire suite à l'identification d'un composé chimique liquide présent dans l'organisme. Pour ce faire, différents noyaux peuvent être employés, notamment les noyaux d'hydrogène, de phosphore, de carbone et de sodium. Si le spectre de résonance magnétique est établi avec soin, il est alors possible d'obtenir par dérivé les concentrations chimiques.

3. IMPORTANCE

Les applications de la résonance magnétique nucléaire permettent notamment de déterminer l'intégrité neuronale d'après le pic de N-acétylaspartate, d'évaluer le métabolisme énergétique selon la quantité de phosphocréatine et de créatine, ou encore de déceler la sensibilité à la démyélinisation active en calculant la quantité de lipides libres. La spectroscopie des composés de phosphore procure des renseignements sur la quantité d'adénosine triphosphate, de phosphocréatine et de phosphate inorganique, renseignements qui se révèlent précieux pour diagnostiquer certaines maladies et en approfondir les mécanismes.

4. EXIGENCES CLINIQUES

La spectroscopie précise exige des champs magnétiques très homogènes, des rapports signal-bruit élevés, une analyse étoffée ainsi qu'un très fort tau d'annulation du signal en provenance de l'eau (pour la spectroscopie à l'hydrogène). Il est plus facile de combler ces exigences en employant des bobines d'homogénéisation (shimming) du champ magnétique additionnelles, des algorithmes d'homogénéisation du champ magnétique robustes et

rapides ainsi que des aimants à champ intense.

5. AUTRES POSSIBILITÉS

La solution de rechange la plus rigoureuse est la biopsie, laquelle n'est nullement recommandée dans la plupart des applications cervicales.

6. MATURITÉ ET RISQUES

Aujourd'hui, la plupart des tomodensitomètres sont pourvus d'un dispositif de spectroscopie. L'homogénéité du champ magnétique demeure un problème sérieux pour plusieurs régions du cerveau. La collecte des données peut se faire au moyen d'un ou plusieurs voxels; toutefois, la mise en œuvre de voxels multiples précis et robustes est encore problématique. En fait, il n'existe pas de consensus dans le domaine des procédures d'analyse

7. DISPONIBILITÉ

À peu près tous les fabricants offrent des ensembles de spectroscopie, et certaines entreprises offrent même des ensembles d'analyse spectroscopique (p. ex. le LCModel de Steve Provencher).

8. CHAMP D'APPLICATION

La SRM est précieuse pour les études physiologiques de tout système vivant.

9. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

La spectroscopie est une technique de résonance magnétique relativement légère; la seule réglementation qui pourrait l'influencer serait la restriction imposée sur les champs magnétiques intenses.

10. RÉFÉRENCES

Les plus récentes découvertes en spectroscopie de résonance magnétique sont rapportées dans le compte rendu annuel de l'International Society for Magnetic Resonance in Medicine.

Coronarographie par résonance magnétique

1. OBJECTIFS

Identifier la constriction fixe dans les artères coronariennes et faire le lien avec les régions soumises à une réduction de la perfusion coronarienne. Cette technologie identifie clairement les coronaropathies cliniquement graves. Puisque la perfusion peut être normale au repos, cet examen doit absolument comporter une phase d'effort cardiaque (test à l'effort) pour démasquer
les troubles d'insuffisance vasculaire. Ultimement, la coronarographie par résonance magnétique non invasive devrait éliminer la coronarographie classique (rayons X), cette dernière étant coûteuse et invasive. Suite au développement et à la validation de la coronarographie par résonance magnétique, la coronarographie classique sera utilisée uniquement pour la conduite de procédures interventionnelles (angioplastie et pose d'extension) dans les artères coronariennes. Tôt ou tard, cette dernière application de la coronarographie classique sera même remplacée par la coronarographie par résonance magnétique.

2. DESCRIPTION

Présentement, la résonance magnétique peut produire de façon fiable des images cinétiques des ventricules gauche et droit à environ 15 images par seconde, ce qui permet de procéder à l'évaluation non invasive du mouvement des parois dans certaines régions, en bénéficiant d'une résolution spatiale adéquate.

En revanche, bien que les techniques dites à hyposignal (noir; écho de spin en T1) et à hypersignal (blanc; écho de gradient), avec et sans injection d'agent de contraste, aient été toutes deux utilisées, aucune d'elles ne s'est montrée capable d'offrir une résolution de contraste et une résolution spatiale suffisantes pour présenter en image les petites artères coronariennes (de 1 à 10 mm) très mobiles. En outre, les artères coronariennes malades présentent des parois calcifiées, ce qui augmente les effets de la susceptibilité magnétique nuisible à l'image (la susceptibilité amène un rétrécissement en T2). Cela peut entraîner une perte du signal sanguin et ainsi se traduire par une surestimation de l'étendue des lésions sténosées à proximité des plaques calcifiées.

Concernant le myocarde, des études d'irrigation faisant appel au gadolinium-DPTA ont aussi été décrites. L'identification d'une mauvaise irrigation dans le lit capillaire distal devrait améliorer la sensibilité et la spécificité des études anatomiques des artères coronariennes. Dans l'avenir, la spectroscopie au phosphore pourrait être ajoutée à cette enquête pour évaluer les effets des anomalies de la perfusion sur le métabolisme phosphoreux dans le myocarde. Toutefois, d'importantes difficultés doivent être surmontées avant que toutes ces recherches puissent être faites de façon fiable.

3. IMPORTANCE

Les répercussions cliniques de la coronarographie par résonance magnétique seraient énormes au Canada, puisque la maladie cardiovasculaire compt parmi les plus fréquentes causes de mortalité.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Les études scientifiques et cliniques portant sur les artères coronariennes devront disposer de tomodensitomètres à résonance magnétique équipés de gradients très rapides. Par surcroît, les mesures de perfusion exigeront sans doute que ces appareils soient pourvus d'un puissant injecteur angiographique et d'un logiciel de suivi du bolus.

5. AUTRES POSSIBILITÉS

À ce jour, l'angiographie avec cathéter est utilisée pour le diagnostic.

6. MATURITÉ ET RISQUES

La technologie de gradient à résonance magnétique permet tout juste que de telles mesures puissent être faites. La mise en place de programmes de recherche robustes en ce domaine facilitera son essor.

7. DISPONIBILITÉ

La plupart des tomodensitomètres à résonance magnétique à gradient rapide de la présente génération sont en mesure de soutenir les applications de recherche et les applications cliniques.

8. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

Les limites imposées sur les vitesses de balayage des gradients de champs magnétiques et sur l'intensité des champs magnétiques à gradient commuté pourraient restreindre l'application de la résonance magnétique dans les applications cardiaques.

9. RÉFÉRENCES

Le compte rendu annuel de l'International Society of Magnetic Resonance in Medicine ainsi que le compte rendu annuel de la Radiological Society o North America (RSNA) constituent de bonnes sources d'information concernant l'évolution de l'angiographie cardiaque à résonance magnétique.

Visualisation en tous lieux d'images IRM

1. OBJECTIFS

La transmission d'images IRM sous forme de jeu de données complet sans perte aucune est indispensable à la consultation rapide, aujourd'hui nécessaire en radiologie. La diffusion et le partage rapides de jeux d'images avec des radiologues, des chirurgiens et d'autres professionnels de la santé sont très importants pour le patient.

Cette technologie est demandée aussi bien par les utilisateurs que par les patients. Le coût d'un envoi livré localement le jour suivant par Federal Express pour un colis contenant 6 films de 4 po x 4 po est d'environ 24 $. Le délai de consultation peut dans certains cas frôler les 72 heures. À l'opposé, le temps d'une transmission numérique et de l'utilisation du système de visionnement se compte en minutes, et le délai de consultation peut chuter à aussi peu que 30 minutes. Cette différence de temps influence évidemment le résultat pour le patient.

2. DESCRIPTION

Le système se compose d'un logiciel d'acquisition, d'un serveur qui reçoit les images et d'un écran de visionnement pour consulter les images dans l'édifice voisin ou à l'autre bout du monde. Les trois premiers éléments seront enrichis en fonction des besoins spécifiques à chaque installation.

Il est très important d'utiliser un modèle FA (fournisseur d'applications) qui permet la transmission de grandes quantités de données comme en contiennent les examens IRM. Le système se doit d'être rapide et sûr, en plus de permettre de visionner les images sur une variété de plateformes. En effet, la dépendance par rapport à une plateforme est le principal inconvénient, au même titre que le coût des systèmes existants.

3. IMPORTANCE

Un court délai et un prompt diagnostic sont des qualités primordiales pour le patient.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Les premières exigences à respecter sont la qualité et l'absence de perte du système de transmission et de visionnement. Le coût du système d'acquisition et son fonctionnement sont aussi des obstacles.

5. AUTRES POSSIBILITÉS

La première solution de rechange est le recours aux services de messagerie ou aux services spécialisés de livraison de films.

La transmission d'images se fait par une foule de systèmes exclusifs qui requièrent d'importantes mises de fonds pour les différents composants. En outre, ces systèmes exigent de leurs utilisateurs de n'employer que leurs composants. Cette façon de faire ne permet ni la mobilité ni la consultation épisodique sans disposer de tout le matériel sur place. Ces systèmes tendent vers des conceptions architecturales fermées.

6. MATURITÉ ET RISQUES

Les éléments composant le système proposé proviennent d'une variété de fournisseurs de produits d'imagerie autre que médicale. Les systèmes proposés ici seront la norme dans dix ans et connaîtront une rapide distribution au cours de cinq prochaines années. En fait, la technologie marche sur les talons des systèmes de transport et de stockage d'images PACS (Picture Archiving and Communications). Le diagnostic IRM sans film prédominera au cours de 5 prochaines années. Ce sont la disponibilité des jeux de données numériques et la facilité des transmissions qui multiplieront les demandes pour cette technologie.

7. DISPONIBILITÉ

Les principaux fabricants de modalités possèdent des systèmes de visionnement exclusifs pour afficher leurs images sur les postes de travail qu'ils fournissent. Les grands et petits développeurs de PACS proposent également cette technologie sous différents niveaux.

Les grandes entreprises de PACS, telles que Kodak, Fuji, Agfa et Konica, qui ont vu leurs ventes de films d'imagerie médicale chuter, ont mis au point des systèmes de repérage et de stockage optiques numériques qui font leur entrée sur le marché.

8. CHAMP D'APPLICATION

Cette technologie traverse littéralement toutes les frontières de l'imagerie médicale. Le sujet est traité en plus de détail dans le rapport du Groupe de travail 3 de cette carte routière.

9. COLLABORATEURS

Il est nécessaire de collaborer avec les grands hôpitaux et les départements d'informatique de plusieurs universités pour mener ce travail à bien.

10. ANALYSE DE RENTABILITÉ

Les coûts de développement dépendent du produit final, et ils peuvent se multiplier autant qu'il y a financement. Seule une utilisation à grande échell de cette technologie générera des bénéfices. La pénétration du produit sur le marché sera directement liée à sa facilité d'utilisation et à la disponibilité d'un service de soutien continu; son coût devra aussi être raisonnable. En outre, son emploi doit être convivial puisqu'il est possible que des neurochirurgiens aient à utiliser cette technologie.

11. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

Les questions de respect de la vie privée et de confidentialité doivent être abordées avec beaucoup d'attention. Les réglementations sur la confidentialité des informations sur les patients devraient toutefois permettre une utilisation généralisée du système au Canada.

12. RÉFÉRENCES

L'information est largement disponible auprès de tous les fabricants de modalités et de l'industrie des PACS.

13. PERSONNE-RESSOURCE

Lee Newby, Millennium Technology Inc., Vancouver, Colombie-Britannique (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : lnewby@millennium.ca.

Page précédente | Table des Matières | Prochaine page

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca

Industrie Canada Industry Canada

Canada

strategis.gc.ca → Index : A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z
Information d'affaires par secteur → Industries de la santé

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE
CLINIQUE

▶ IRM de diffusion et de perfusion

IRM DE DIFFUSION ET DE PERFUSION

1. OBJECTIFS

Les objectifs de rendement de l'IRM de diffusion et de perfusion sont régis par les radiologues et les autres professionnels de la santé qui utilisent ces techniques à des fins diagnostiques.

2. DESCRIPTION

L'IRM de diffusion mesure le coefficient de diffusion apparent en plus de dépeindre les propriétés tensorielles de l'eau dans les tissus. Pour ce faire, l'approche bien connue de gradient du champ pulsé est utilisée. Le coefficient de diffusion apparent est sensible aux légers changements qui surviennent dans la structure tissulaire. Les propriétés tensorielles de la diffusion de l'eau sont déterminées par l'orientation des fibres nerveuses myélinisées dans le cerveau. Des études sur la tension de diffusion permettent de faire le suivie des fibres nerveuses dans le cerveau. Le tout est utile pour traiter les patients victimes d'attaque, distinguer les lésions aiguës des lésions chroniques et distinguer les tumeurs du liquide kystique.

Les études de perfusion évaluent la chute du signal suivant l'administration d'un bolus d'agent de contraste (gadolinium-DPTA) dans la circulation sanguine. On appelle parfois cette technique « imagerie de contraste par susceptibilité dynamique ». Elle est utile pour évaluer l'état des patients victimes d'attaque et déterminer la gravité d'une tumeur.

3. IMPORTANCE

L'IRM de diffusion et l'IRM de perfusion deviennent des outils très importants pour traiter les patients victimes d'attaque. À l'heure actuelle, bon nombre de chercheurs étudient les mécanismes de la diffusion de l'eau dans des tissus normaux et anormaux du cerveau. Le coefficient de diffusion apparent est un paramètre très sensible; davantage de travail sera nécessaire pour accroître la spécificité. L'évaluation de faisceaux de fibres peut grandement aider à comprendre les répercussions cliniques des lésions.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Les mesures de diffusion et de perfusion sont relativement faciles à appliquer avec la plupart des appareils d'IRM. Elles ne requièrent que quelques minutes et l'administration (par injection sous pression) d'un agent de contraste (sous perfusion).

5. AUTRES POSSIBILITÉS

D'autres techniques telles que la tomographie d'émission monophotonique (TEM) ont été utilisées pour évaluer la perfusion du cerveau.

6. MATURITÉ ET RISQUES

Les mesures du coefficient de diffusion apparent sont assez faciles à obtenir avec les appareils d'IRM modernes. Grâce à des gradients plus rapides et à de nouvelles séquences d'impulsions, les mesures peuvent être prises plus tôt. La diffusion nécessite d'ordinaire des séquences d'images de l'échoplanar et, par conséquent, elle souffre de problèmes d'homogénéité au niveau des interfaces entre les tissus et l'air. Il faut pousser les recherches pour résoudre ce problème de susceptibilité magnétique. L'analyse de l'imagerie de la tension de diffusion est problématique et nécessite davantage de travail pour la rendre plus robuste.

7. DISPONIBILITÉ

La plupart des appareils d'IRM disposent aujourd'hui de dispositifs de diffusion.

8. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

Les possibles limites imposées sur les vitesses de balayage des gradients de champs magnétiques et sur l'intensité des champs magnétiques pourraien restreindre l'application de l'IRM de diffusion.

9. RÉFÉRENCES

Le comte rendu annuel de l'International Society of Magnetic Resonance in Medicine est une bonne source de référence sur l'avancement de l'imagerie de perfusion et de diffusion.

Page précédente | Table des Matières | Prochaine page

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

CHIRURGIE GUIDÉE PAR L'IMAGE

- Progiciels
- Aimants dédiés à des interventions chirurgicales
- Salles conçues pour des chirurgies faites au moyen de l'IRM

Progiciels

Il y a quatre domaines principaux liés aux progiciels pour la chirurgie guidée par l'image qui sont traités dans cette section, qui sont nommés ci-après selon leurs numéros d'identification (e.g. *2.3* indique le troisième progiciel, *2.4* indique le quatrième, etc.) :

Les progiciels d'imagerie suivants offrent diverses capacités :

1. superposer des images des dispositifs de navigation dans le microscope chirurgical;
2. fusionner et transformer des images au moyen d'images à haute résolution pour améliorer les données de faible résolution;
3. assurer le suivi de la relaxation des tissus cérébraux à la suite d'une chirurgie;
4. visualiser en temps réel les procédures et vérifier les protocoles à distance.

1. OBJECTIFS

Tous ces progiciels sont imposés par les besoins du client, d'ordinaire le chirurgien, qui désire obtenir plus rapidement des images plus précises et de meilleure qualité. En outre, les images doivent être obtenues de façon très conviviale, et ce, sans s'interposer, si ce n'est pour le mieux, dans les techniques d'intervention habituelles des médecins.

Le coût du développement de tels progiciels varie, mais pour chacun d'eux plusieurs années-personnes en développement logiciel, test et essais de production seront nécessaires pour voir à ce que le produit fournisse au chirurgien ce qu'il demande. Une fois le progiciel développé, il pourra être vendu à un coût raisonnable.

2. DESCRIPTION

2.1 Superposition des images des dispositifs de navigation dans le microscope chirurgical

Le chirurgien utilise le microscope chirurgical pour avoir une très bonne vue de son objectif ou des tissus qui se trouvent dans la ligne de mire de l'objectif, tout en n'imposant à l'organisme qu'une incision minimale. Il s'agit là d'un ajout extrêmement important pour le neurochirurgien en raison d'abord de la grande sensibilité des tissus du cerveau, mais aussi parce que les répercussions du travail du chirurgien sur les tissus normaux doivent être minimales lorsque l'objectif est localisé ou retiré. Le microscope n'a pas pour tâche d'aider le chirurgien à localiser son objectif. Cette tâche revient plutôt à un logiciel de navigation chirurgical.

Jusqu'à tout récemment, le problème du chirurgien était de regarder le champ opératoire directement par le microscope tout en consultant un autre écran d'ordinateur pour suivre la navigation chirurgicale. Une façon de faire qui s'avérait inefficace en plus de provoquer des crampes dans la nuque de plus d'un chirurgien. La solution à ce problème est de projeter les images en provenance du dispositif de navigation directement dans le microscope. Mais la difficulté majeure que présente cette méthode en neurochirurgie est le mouvement du cerveau pendant la chirurgie, qui fait en sorte que les images de navigation perdent de leur précision avec le temps. En outre, il est primordial qu'il y ait une corrélation étroite et directe entre les deux technologies et que les deux séries d'images proviennent de la même position. La technologie visant à projeter les images du dispositif de navigation directement dans le microscope est en voie de développement. Mais ce projet ne résout toutefois pas le problème du déplacement du cerveau, qui fait ressortir la nécessité d'un système d'imagerie peropératoire.

2.2 Fusion et transformation d'images au moyen d'images à haute résolution pour améliorer les données de faible résolution
D'une certaine façon, cette technologie mène le bal dans ce domaine en particulier, puisque l'actualisation rapide des images est nécessaire pour préserver la précision des dispositifs de navigation. La meilleure technique de représentation de l'anatomie, que ce soit pour le cerveau ou pour l'ensemble du corps, est l'IRM, bien que la tomodensitométrie (TDM) soit aussi excellente. En fait, cette dernière est plus précise que l'IRM. Les premières techniques mises au point pour la chirurgie guidée par l'image visaient essentiellement à combiner la précision de la TDM et les qualités d contraste des tissus de l'IRM.

Ces logiciels peuvent utiliser des algorithmes linéaires et non linéaires. Les algorithmes linéaires sont plus précis, mais ils ne peuvent tenir compte de certaines distorsions inhérentes à l'IRM, ce qui peut entraîner des résultats moins justes. Parmi les autres données d'images à fusionner, notons les images d'IRM fonctionnelle avec celles de l'IRM anatomique, processus assez simple, et les images de tomographie par émission de positrons (TEP) ou de tomographie d'émission monophotonique (TEM) avec les données d'IRM. Toutes ces données peuvent avoir des répercussions sur la chirurgie. Les algorithmes destinés à fusionner de telles données existent et semblent être raisonnablement utiles, mais il faudra les perfectionner davantage, un processus qui devrait être accéléré afin qu'on puisse les intégrer aux techniques d'imagerie peropératoire. L'essor des techniques de fusion d'images destinées à améliorer une image de piètre qualité grâce à des images antérieures à haute résolution est une autre difficulté.

2.3 Logiciel de suivi de la relaxation des tissus cérébraux à la suite d'une chirurgie
Ceci est un progiciel capable de prédire comment se rétablissent les tissus du cerveau après une chirurgie due à une lésion. Sur certains points, cette technologie s'intègre à un cadre de recherche plus vaste visant à comprendre la corrélation qui existe entre le cerveau d'une personne en particulier et le « cerveau moyen ».

2.4 Visualisation en temps réel des procédures et vérification des protocoles à distance
La visualisation en temps réel est disponible pour l'essentiel comme la capacité à surveiller le déroulement de la chirurgie à distance. Cette dernière technologie est assurée par les PACS, présents déjà dans plusieurs h_pitaux et en voie d'être implantés là ou ils sont encore absents. Toutes les grandes entreprises d'imagerie sont en mesure de contr_ler l'équipement de leur port d'attache. L'entreprise canadienne IMRIS, par exemple, possèd un système à Calgary qui peut être contr_lé et manipulé de Winnipeg; la technologie est donc bien implantée.

3. IMPORTANCE

Ces progiciels constituent, de bien des manières, un domaine important de développement des technologies de l'imagerie médicale. On estime qu'il y a moyen de faire mieux avec les données d'image disponibles pour aider au rétablissement d'un patient ayant subi une intervention chirurgicale. Les techniques mises à point en ce domaine font l'objet d'un examen minutieux de la part des organismes tels que la Food and Drug Administration des États-Unis, mais il se peut fort bien que ces techniques ne soient autorisées à l'avenir que si les entreprises logicielles font la preuve que les progiciels destinés à maximiser les résultats de cette technologie, sont disponibles.

La technologie est importante pour le patient et le médecin ainsi que pour le milieu médical en général. Il est bien connu en médecine que, si une procédure complexe est simplifiée, les résultats sont meilleurs, le séjour à l'h_pital est plus court et la productivité se trouve accrue. Ces progiciels contribueront à simplifier les interventions chirurgicales et auront des répercussions positives sur les dépenses en soins de santé.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Les progiciels doivent être fonctionnels en plus d'être acceptés par les chirurgiens comme un complément à leur pratique chirurgicale.

Pour être bien reçue, la technologie décrite au paragraphe 2.1 doit être perçue par le chirurgien comme une technique précise qui lui permet d'opérer en toute confiance. De nombreux chirurgiens ont pris l'habitude d'éteindre le dispositif de navigation lorsqu'ils travaillent avec le microscope en raison de l'inconfort qui résulte du mouvement répété des yeux allant du microscope à l'écran du dispositif de navigation.

Il ne fait aucun doute que l'imagerie peropératoire peut influer fortement sur le rétablissement du patient ayant subi une chirurgie. Les progiciels qui permettront d'améliorer les images à faible résolution au moyen d'images captées précédemment à haute résolution doivent être acceptés par les chirurgiens.

5. AUTRES POSSIBILITÉS

L'échographie est une autre technique d'imagerie. La combinaison de l'échographie et de l'IRM pourrait s'avérer une technologie très puissante, l'échographie de son c_té fournissant une faible résolution. Certains groupes utilisent l'IRM à faible champ et même à faible résolution en salle d'opération, et tentent de transformer les images à faible résolution obtenues pendant l'intervention avec des images préopératoires à haute résolution Je crois que le jumelage de l'échographie à l'IRM à haute résolution constitue une voie plus réalisable d'un point de vue médical et économique.

6. MATURITÉ ET RISQUES

6.1 Que permet la technologie aujourd'hui

Il existe sur le marché une technologie qui permet physiquement de projeter des images dans le microscope (le progiciel 1). Les principales entreprises œuvrant dans le domaine de la chirurgie guidée par l'image proposent toutes ce logiciel utilisable avec la plupart des microscopes commerciaux haut de gamme. Par contre, les chirurgiens ne l'ont pas intégré à leur pratique quotidienne.

Toutes les grandes entreprises qui vendent de l'équipement destiné à la chirurgie guidée par l'image offriront un progiciel de fusion d'images permettant d'allier des données d'IRM et de TDM (le progiciel 2). La plupart des outils pourront aussi fusionner des données de TEP ou de TEM. Il existe des variations d'une entreprise à l'autre, et la pratique n'est pas encore totalement acceptée par les chirurgiens.

Le logiciel capable de fournir une appréciation de la relaxation des tissus cérébraux peut se faire est disponible. Il reste encore beaucoup d'essais à réaliser. Les applications cliniques de ce logiciel devront encore attendre quelques années avant de se concrétiser.

Le logiciel permettant d'assurer un suivi des procédures à distance en temps réel est disponible; on se référera à ce sujet au paragraphe 2.4 ci-contre

6.2 Capacités additionnelles exigées pour concevoir les produits requis dans les quatre à dix prochaines années

Le principal progrès, au moins pour le cerveau, serait de relier l'imagerie peropératoire pour que le chirurgien soit certain que l'image perçue dans le microscope illustre vraiment à la réalité (le progiciel 1). La visualisation de l'image de navigation dans le microscope devra aussi être améliorée.

Le logiciel de fusion des images sera l'un des plus difficiles à produire. Comme le dit si bien le proverbe, on ne saurait faire d'une buse un épervier! La chirurgie, notamment celle du cerveau, provoque des mouvements de tissus qui, souvent, sont ceux qu'il est nécessaire de visualiser avec précision. Par exemple, lorsqu'une lésion importante du cerveau est réséquée, les tissus normaux peuvent se relâcher, vers le chirurgien ou en direction opposée. Il importe pour le chirurgien de savoir ce qu'il advient pour que l'imagerie peropératoire soit vraiment utile. Par ailleurs, la portion restante de la tumeur, une fois la lésion complètement réséquée par le chirurgien, peut être si infime qu'elle demeure indécelable par l'imagerie à faible résolution; la fusion avec des images à haute résolution ne serait alors d'aucune utilité. Les défis seront nombreux et complexes, mais cela ne devrait pas décourager les chercheurs, puisque d'un point de vue économique l'introduction d'un appareil d'échographie en salle d'opération est nettement moins coûteuse et plus facile que celle d'un appareil d'IRM.

La prochaine étape consiste à produire des images en série pour surveiller la façon dont le cerveau se décontracte après une résection, et observer la corrélation entre les prévisions logicielles et la réalité. Par suite de cette évaluation expérimentale, le logiciel devra sans aucun doute subir quelques modifications.

Les progiciels de visualisation des images en temps réel deviendront de plus en plus rapides.

6.3 Risques associés à l'obtention de capacités additionnelles

Les risques sont plutôt minimes en ce qui a trait aux logiciels de superposition des images.

Selon ce qui précède, le logiciel de fusion des images représente le plus grand défi à relever du fait que les tissus entourant la zone critique de résection sont en mouvement.

Il faut rappeler que, au sujet du logiciel assurant le suivi de la relaxation des tissus cérébraux, il ne peut y avoir de constante inhérente à cette relaxation après la chirurgie.

7. DISPONIBILITÉ

Les entreprises œuvrant dans le domaine de la chirurgie guidée par l'image, telles que BrainLab et Sofamor Danek, fournissent le logiciel pour la première technologie (décrite au paragraphe 2.1), et au moins le logiciel de fusion IRM/TDM avec leurs produits. De nombreux établissements universitaires sont aussi engagés dans cette voie. Un progiciel comme celui qui est décrit au paragraphe 2.3 pourrait ne pas être encore disponible, mais certaines entreprises s'intéressent à cette avenue en raison de son potentiel prometteur. Lever le voile sur le mode de relaxation du cerveau pourrait ouvrir de multiples voies, notamment pour comprendre le fonctionnement du cerveau et la façon de le réparer.

8. CHAMP D'APPLICATION

Le logiciel de superposition des images est relié à l'industrie médicale. Il semble qu'il y ait bien peu d'activité en ce domaine au Canada.

Le logiciel de fusion des images peut avoir une application nettement plus vaste puisqu'elle concerne la fusion d'images numériques de tout type. Ell peut être assimilée à différentes images obtenues d'applications industrielles, notamment l'industrie pétrolière et peut-être même les réseaux d'espionnage. Dans le domaine médical au Canada, l'importance de cette technique est de taille pour les entreprises d'imagerie optique telles que Lif Imaging de London. Les entreprises de génie logiciel comme Sedera pourraient aussi manifester de l'intérêt, tout comme IMRIS, entreprise spécialisée dans l'IRM peropératoire.

Le logiciel de suivi de la relaxation des tissus cérébraux est une technologie peu répandue; on note peu d'activité au Canada à ce sujet.

9. COLLABORATEURS

Un groupe de Montréal, lié à l'Université McGill, ainsi qu'un groupe de London (Ontario), lié au Robart's Research Institute. Il existe un important

groupe d'analyse d'images à Toronto ainsi que des recherches substantielles en échographie.

10. ANALYSE DE RENTABILITÉ

Il existe un certain nombre d'entreprises commerciales intéressées par cette technologie qui offre un bon potentiel de profit sur le plan économique. Les concepteurs des logiciels existants et les organismes spécialisés dans l'analyse des images devraient être consultés et secondés dans ce domaine.

11. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

La Food and Drug Administration des États-Unis constitue toujours un obstacle important pour tout équipement médical et ne fera certainement pas exception pour ces technologies. L'impact important de ce type de logiciel pourrait avoir à mon avis des répercussions sur certaines exigences futures inhérentes aux équipements médicaux.

Aimants dédiés à des interventions chirurgicales

1. DESCRIPTION

Cette technologie se décrit comme un double aimant en forme de beignet conçu et produit par General Electric. Pour l'essentiel, le système consiste en deux aimants séparés de 50 cm qui s'interposent de façon constructive au centre pour produire un champ magnétique homogène offrant un champ de vision suffisant pour la plupart des études d'IRM. Les deux aimants présentent une forme annulaire, et le patient glisse entre les deux de la même façon que dans les autres appareils d'IRM. Le chirurgien peut alors se placer entre les deux aimants, perpendiculairement au lit et au patient. La zone de chirurgie est située au centre des deux aimants. Le chirurgien peut alors opérer et, en principe, suivre l'opération en temps réel au moyen de l'IRM La puissance du champ magnétique dans la zone d'imagerie est de 0,5 tesla, ce qui est suffisant pour produire des images adéquates. Le fait que le patient puisse subir une intervention tout en permettant à l'imageur de capter les images requises présente un atout de taille. Il existe plusieurs de ces systèmes à travers le monde, et la plupart ont été utilisés pour des interventions neurochirurgicales. Mais bien que ces interventions aient grand besoi d'être guidées par IRM, ce système particulier convient probablement mieux à certaines autres régions du corps.
Un autre système destiné à la chirurgie a été conçu et fabriqué par l'entreprise israélienne Odin. L'aimant, qui se place sous la table, fonctionne à 0,1 tesla. Lorsque des images sont requises, l'aimant est soulevé et vient se placer autour de la tête du patient. Une fois les images enregistrées, l'aimant est retiré et le chirurgien peut poursuivre sa chirurgie sans encombrement. Ce système a été conçu tout spécialement pour la neurochirurgie.

Il y a de nombreux autres systèmes dont les aimants relativement standard ont été modifiés pour les interventions chirurgicales. L'entreprise canadienne IMRIS, notamment, a conçu un aimant de 1,5 tesla pouvant être utilisé dans et hors de la salle d'opération. Siemens et Philips utilisent aussi des aimants de 1,5 tesla avec des tables spéciales pour placer le patient dans l'aimant et l'en faire sortir au besoin.

Les aimants ouverts ont aussi été adaptés pour permettre la surveillance d'une chirurgie. Les nouveaux aimants ouverts à champ plus intense semblen attrayants pour les interventions chirurgicales, puisqu'en principe ils devraient laisser suffisamment d'espace pour accéder facilement au patient. Toutefois, plus le champ est intense, plus l'aimant est volumineux, ce qui complique l'accès au patient placé au centre.

2. IMPORTANCE

L'IRM a vu son utilisation augmenter considérablement depuis sa mise en œuvre au début des années 1980. Il s'agit maintenant de la technique d'imagerie par excellence pour plusieurs régions du corps, et son emploi a eu des répercussions importantes sur les aptitudes des médecins à diagnostiquer certaines maladies. Après que cette technologie nous eut montré l'intérieur de l'organisme, il était évident que l'étape subséquente consistait à mettre cette puissance au service des interventions chirurgicales. L'IRM est souvent supérieure à l'œil humain pour distinguer une lésion d'un tissu normal, sans compter qu'elle peut fournir des renseignements sur la perfusion et le débit sanguins. Tous ces facteurs nécessitent une surveillance de la plus haute importante au cours d'une intervention chirurgicale.

Si cette technologie n'existait pas, alors la médecine devrait être pratiquée comme elle l'était par le passé. L'utilisation de cette technique d'imagerie en salle d'opération fait partie du processus d'évolution de la technologie pour améliorer l'issue de la médecine. L'aimant est l'endroit où le patient est placé, et c'est la clé du succès de cette technologie.

3. EXIGENCES CLINIQUES

Les aimants doivent être les éléments essentiels de l'équipement d'IRM qui fournira les images au chirurgien pendant l'intervention. L'aimant ne doi ni entraver les manipulations habituelles du chirurgien pendant l'opération ni augmenter le temps d'intervention. En outre, l'aimant doit être conçu de telle sorte que l'anesthésiste puisse toujours voir le patient et surveiller ses signes vitaux.

4. AUTRES POSSIBILITÉS

D'autres technologies ont fait leur apparition ou feront leur apparition en salle d'opération pour fournir des images aux chirurgiens. La TDM y est entrée il y a plus de 20 ans, mais sans jamais réussir à recevoir l'approbation universelle. Les rayons X ont aussi, sous différentes formes, été utilisés en salle d'opération, mais cet usage est en déclin.

L'échographie est une solution de rechange très intéressante, puisqu'elle est peu coûteuse en plus de pouvoir être utilisée rapidement et avec une certaine précision. Le problème, c'est que cette technologie offre une qualité d'image inférieure en plus d'être tributaire de l'opérateur. Mais la

nouvelle technique d'échographie Doppler, capable d'utiliser les vaisseaux comme repères, représente un enrichissement passionnant pour l'utilisation de l'imagerie en salle d'opération.

5. MATURITÉ ET RISQUES

La technologie peut fournir en salle d'opération des images de résonance magnétique utiles pour guider le chirurgien, déterminer dans quelle mesure la lésion a été réséquée ou savoir si la chirurgie a causé des complications.

Les aimants 1,5 tesla utilisés par IMRIS, Siemens et Philips procurent des images de grande qualité. Toutefois, les aimants doivent être plus courts et de diamètre supérieur afin que le chirurgien puisse atteindre le patient et l'opérer même pendant une séance d'imagerie à 1,5 tesla. Autrement, les aimants ouverts doivent devenir plus intenses tout en demeurant très compacts pour permettre au chirurgien d'opérer confortablement.

Ce sont les lois de la physique qui posent problème à l'heure actuelle, puisque les champs plus intenses semblent exiger des aimants de grande taille. Les exigences de la chirurgie guidée par IRM seront probablement comblées en combinant l'IRM, les bras chirurgicaux contr_lés par le chirurgien et de très puissants progiciels de chirurgie guidée par l'image.

6. DISPONIBILITÉ

L'aimant peut être obtenu auprès de tous les grands fabricants de produits d'IRM, ainsi que chez IMRIS et Odin. Le système Odin coûte environ 800 000 $US, tandis que l'aimant 1,5 tesla et l'aimant double beignet de GE sont de l'ordre de 2 à 3 millions de dollars américains. L'entreprise canadienne offrira sous peu un système qui équivaudra au microscope du chirurgien et coûtera environ 1 million de dollars américains.

7. COLLABORATEURS

Le Conseil national de recherches du Canada (CNRC) a joué un r_le important dans le développement de l'équipement canadien. Un travail colossal aussi été fait à Toronto sur un aimant ouvert tourné de 90 degrés par rapport à l'orientation normale. Bien que l'aimant lui-même puisse ne jamais êtr commercialisé, la majorité de la technologie connexe peut avoir des répercussions. L'aimant ouvert mis au point par Millennium Technology de Vancouver pourrait aussi être employé en salle d'opération.

8. ANALYSE DE RENTABILITÉ

La technologie à double beignet de GE est maintenant sur le marché depuis cinq ans, bien que seulement 20 systèmes aient été vendus à ce jour à travers le monde. La raison principale est la rentabilité. En effet, le système est très coûteux et les chances de récupérer l'investissement sont assez faibles aux États-Unis. L'équipement d'IRM diagnostique permet d'examiner facilement entre 15 et 20 patients par jour; même à 700 $ par patient, l'investissement initial peut être récupéré. En salle d'opération par contre, seulement 3 ou 4 examens seraient remboursables chaque jour, de sorte qu l'hôpital ne pourrait récupérer les dépenses engagées. L'avènement des appareils d'IRM mobiles tels que celui offert par IMRIS, qui peuvent servir aussi bien en salle d'opération qu'en salle d'examen diagnostique, contribuera à augmenter les économies.

9. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

Le double beignet de GE a déjà reçu l'approbation de la Food and Drug Administration des États-Unis. Cette approbation s'est avérée difficile du fait que le chirurgien se trouve en tout temps dans le champ magnétique.

Salles conçues pour des chirurgies faites au moyen de l'IRM

1. OBJECTIFS

Plusieurs chirurgiens, notamment des neurochirurgiens, souhaitent pourvoir disposer de l'IRM pendant une intervention chirurgicale. Plusieurs solutions, que l'on peut répartir en trois catégories, ont été proposées et mises en œuvre pour combler cette demande : opérer dans un aimant, déplace le patient dans l'aimant au moment où des images sont nécessaires, et placer l'aimant autour du patient lorsque des images sont requises. Chacune de ces options présente des défis en ce qui a trait aux salles conçues pour des chirurgies. Ces salles sont nécessaires à l'hôpital qui souhaite pouvoir utiliser l'IRM selon l'une de ces propositions, mais qui a besoin d'aide pour créer son espace de travail.

L'objectif est de fournir très rapidement un système d'IRM clé en main pour la salle d'opération. Si l'hôpital procède à des rénovations majeures, la question de temps est de moindre importance. Mais s'il s'agit de la rénovation des salles existantes, alors le temps est un élément très important, en particulier aux États-Unis où les salles d'opération sont génératrices de revenus pour l'hôpital.

Le coût d'une telle installation, qui devrait être modulaire pour accélérer la mise en place, est de l'ordre du million de dollars américains. L'utilisateu ultime, très probablement l'hôpital, devra fournir un espace nu de dimensions suffisantes pour permettre l'installation de l'équipement de résonance magnétique dans la salle d'opération et la salle d'examen.

2. DESCRIPTION

L'hôpital doit se voir offrir une solution de rénovation clé en main comprenant une unité d'IRM; les rénovations seront tributaires du type de système choisi. Le système selon lequel le chirurgien opère le patient dans l'aimant est relativement simple et sera réalisé fort probablement par GE; ce n'est

pas donc nécessaire de traiter ce sujet ici. Les deux autres scénarios qui impliquent le déplacement de l'aimant ou du patient offrent sous certains angles des défis comparables et, sous d'autres, des difficultés très divergentes. Dans les deux cas, l'installation doit faire en sorte que le système puisse servir aux patients aussi bien à des fins chirurgicales que diagnostiques. Pour le scénario où le patient est déplacé, il est nécessaire d'utiliser une table très complexe pour transférer le patient de la salle d'opération vers la salle d'examen contenant l'aimant, puis le ramener à son point de départ. Lorsque les chirurgies de la journée sont terminées, l'appareil d'IRM peut alors être utilisé à des fins diagnostiques. Dans le cas du scénario o c'est l'aimant qui est déplacé, celui-ci est amené de sa station d'ancrage vers la salle d'opération où il est requis, puis replacé ensuite sur sa station d'ancrage. Une fois à sa place, il peut servir à des patients devant subir un examen d'IRM à des fins diagnostiques.

3. IMPORTANCE

L'idée de placer un appareil d'IRM au bloc opératoire pour servir aux chirurgiens est encore aujourd'hui, sous de multiples aspects, en développement, et la technologie clé en main répond à un besoin exprimé par les éventuels clients. Sa mise en œuvre libérera l'administration de l'h_pital de bien des soucis. Si la solution clé en main n'est pas disponible, l'entrée des appareils de résonance magnétique dans les salles d'opération sera nettement ralentie.

4. EXIGENCES CLINIQUES

L'exigence fondamentale de cette technologie consiste à préserver la stérilité de la composante chirurgicale de l'aimant tout en permettant à des patients externes de subir un examen d'IRM en salle d'examen. Cette exigence touche non seulement le mouvement de l'aimant, mais également la circulation des patients. Puisque les patients externes ne doivent pas entrer dans l'unité de chirurgie, le site se doit d'être bien planifié.

5. MATURITÉ ET RISQUES

Le processus d'élaboration des deux scénarios de déplacement (aimant et patient) est bien enclenché. Les premiers exemplaires des deux systèmes devraient faire leur entrée sur le marché au cours de la première moitié de 2001.

Ce n'est qu'à l'examen des premiers systèmes que le risque que constitue l'entrée dans le champ magnétique pourra être évalué. Mais un tel risque est aussi relié à la technologie accessoire (p. ex. l'équipement de navigation) dont le chirurgien voudra bénéficier, puisque l'espace autour du patient est plutôt limité.

Les risques sont assez minimes, sauf si la technologie accessoire n'est pas compatible avec la résonance magnétique ou si elle est trop encombrante.

6. DISPONIBILITÉ

Le système de déplacement du patient le plus évolué est présentement en voie de développement par Siemens qui a investi énormément dans ce projet. L'autre système, impliquant plut_t le déplacement de l'aimant, est élaboré par l'entreprise canadienne IMRIS en collaboration avec son partenaire BrainLab, de Munich en Allemagne. Le coût estimé de leur système est inférieur à 1 million de dollars américains.

7. CHAMP D'APPLICATION

Dès que les systèmes auront fait leurs preuves, les entreprises de construction d'hôpitaux ayant une bonne compréhension de ce que doit être une installation d'IRM verront s'ouvrir des perspectives intéressantes pour devenir sous-contractants.

8. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

Il ne devrait y avoir que de faibles répercussions en ce qui a trait aux organismes de réglementations habituels tels que la Food and Drug Administration des États-Unis, bien qu'il puisse y avoir certaines normes de constructions à respecter.

Page précédente | Table des matières | Prochaine page

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca

Industrie Canada Industry Canada Canada

strategis.gc.ca → Index : A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z
Information d'affaires par secteur → Industries de la santé

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

IMAGERIE NUCLÉAIRE
▶ Logiciel
▶ Matériel
▶ Agents radiopharmaceutiques cliniques

Logiciel

1. OBJECTIFS

L'objectif de l'imagerie médicale nucléaire est de visualiser en trois dimensions (3D) la répartition d'un marqueur radioactif au sein de l'organisme. Pendant longtemps cette technologie a été perçue comme un outil diagnostique puissant permettant d'analyser le fonctionnement des organes et les changements métaboliques causés par la maladie. Actuellement, la majorité des études cliniques ne montre que la répartition stationnaire de l'activité et l'analyse des images produites est principalement qualitative. On suppose toutefois que la quantification absolue des données augmenterait considérablement la justesse des diagnostics posés à partir de ces analyses. Et le recours à l'imagerie fonctionnelle dynamique ou entièrement quantitative permettrait des progrès encore plus grands.

2. DESCRIPTION

L'imagerie médicale nucléaire n'existerait certainement pas sans les ordinateurs. Au fil des ans, des logiciels avant-gardistes ont vu le jour pour faciliter l'acquisition, le traitement, l'affichage et l'analyse des images des patients, mais également pour assurer certaines tâches inhérentes au contrôle de qualité de la caméra. Les ordinateurs d'acquisition de données ont pour fonction de contrôler les mouvements de la caméra, l'activité électronique d'acquisition ainsi que le flux et le stockage des données. Toutes ces fonctions doivent se faire rapidement pour ne pas diminuer le nombre de photons enregistrés ni prolonger les examens. Les examens dynamiques et à synchronisme cardiaque, les isotopes doubles ou les acquisitions à émission et transmission simultanées ainsi que les corrections de dispersion peuvent exiger la collecte et le stockage de plusieurs jeux de données multidimensionnelles additionnels. Le traitement de ces énormes jeux de données se fait souvent sur un ordinateur de traitement distinct. Les images sont reconstruites et filtrées, puis différentes corrections peuvent leur être apportées (atténuation, dispersion ou autres). Les traitements de données complexes comme le lissage, la réorientation, l'affichage multicouche, le rendu d'image pour affichage 3D et l'affichage paramétrique ont pour but d'optimiser la présentation des données pour l'analyse visuelle ou quantitative. Cette dernière étape peut inclure la segmentation 2D ou 3D, le dessin de profils différents, le tracé des courbes, le calcul de modélisation cinétique et l'analyse d'autres paramètres.

3. IMPORTANCE

L'évolution de l'imagerie médicale nucléaire devra certainement proposer des progrès considérables dans tous ces secteurs. Dans le passé, la TEP (tomographie par émission de positrons) et la TEM (tomographie monophotonique d'émission) ont évolué en suivant des voies légèrement différentes, ce qui explique que certaines techniques de correction ou de reconstruction conviennent davantage à l'une qu'à l'autre. L'avènement des systèmes hybrides et des autres caméras multimodales telles que les tomodensitomètres intégrés a incité à une prompte révision de cette approche et

au développement de nouvelles méthodes " hybrides ". En attendant que ces systèmes se montrent plus polyvalents, plus puissants et aussi plus rentables, il faut continuer d'encourager la recherche. En outre, tandis qu'on propose de remplacer les collimateurs de plomb par de nouveaux systèmes à collimateurs électroniques et détection des coïncidences de photons à effet Compton, des programmes de reconstruction appropriés devront être mis au point pour s'adapter à ces caméras qui sont conçues totalement différemment et nécessitent un traitement de données 3D très complexe et de plus grandes capacités mémoire.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Le rôle de l'imagerie médicale nucléaire est de fournir aux médecins des renseignements fonctionnels sur l'organisme vivant en mesurant la répartition de la radiation à différents points autour du patient. Le meilleur moyen d'y arriver est de réaliser un examen tomographique où les images tridimensionnelles de la répartition de l'activité sont reconstruites à partir d'une série de projections planaires 2D (TEM). Bien que les examens de médecine nucléaire planaire (pour lesquels l'acquisition de données se fait à partir d'une position unique) représentent encore près de 50 % des interventions faites par les départements d'imagerie nucléaire, les images tomographiques 3D fournissent certainement plus d'information diagnostique. On peut donc supposer que, dans un proche avenir, la technique d'examen tomographique remplacera totalement les examens de scintigraphie planaire. Cette prédominance ne pourra toutefois pas se faire avant que ne soient disponibles les dispositifs de balayage adéquats, notamment l'équipement de tomodensitométrie pour l'ensemble du corps, jumelé au logiciel de reconstruction d'images approprié. En TEP, l'acquisition se fait souvent en mode 3D, mais les données sont tout de même réarrangées en coupes 2D pour accélérer la reconstruction de l'image. I est à espérer que des progrès matériels et logiciels permettront la reconstruction complète d'images 3D.

Les exigences cliniques élémentaires des logiciels d'imagerie nucléaire se résument comme suit :

- court temps de balayage pour les patients (acquisition, transfert et stockage de données rapides);
- traitement de données et reconstruction d'images de courte durée (acquisition, transfert et stockage de données rapides);
- zone de balayage étendue, couvrant idéalement l'ensemble du corps (ordinateurs traitant des jeux de données volumineux);
- images dynamiques, statiques et précises d'un point de vue quantitatif (méthodes de correction perfectionnées faisant usage d'algorithmes performants);
- méthodes d'analyse des données et des images justes, fiables et automatiques, avec intervention possible de l'utilisateur (infographie 3D, segmentation et traitement de données rapides, et diagnostic assisté par ordinateur).

5. AUTRES POSSIBILITÉS

Les autres techniques d'imagerie utilisent les rayons X (TDM), les champs magnétiques (IRM), les ultrasons (échographie) ou les signaux électriques et magnétiques (EEG et MEG). Chaque technique se sert d'un phénomène physique différent et génère, par conséquent, des informations différentes. Les avantages de la médecine nucléaire s'expliquent par son extrême sensibilité (concentrations en nanomoles) et sa capacité de représenter le fonctionnement d'un organe.

6. MATURITÉ ET RISQUES

Le principe de fonctionnement du système TEP en anneau est de fournir des données de projection tomographique sans mouvement de la caméra. Dans ce cas, cependant, les données sont souvent acquises ou reconstruites en mode 2D ou semi-3D (réarrangement [*rebinning*] de Fourrier). En ce qui a trait à la reconstruction 3D, il faudra attendre une percée sur le plan de la reconstruction d'images itératives. En TEM 3D, la formation d'images se rapporte à une acquisition et à une reconstruction de données à faisceau conique ou en éventail, et n'a à ce jour qu'une portée limitée en clinique. De plus grandes capacités mémoire, une vitesse de calcul accrue, des méthodes de calcul plus justes, des algorithmes plus rapides possédant des propriétés de convergence stables et l'implantation de nouvelles méthodes d'optimisation (notamment l'utilisation de régularisateurs) sont quelques-uns des nombreux enjeux qui devront être explorés.

De plus, l'évaluation clinique standard des images se fait principalement par l'analyse visuelle qualitative de la répartition statique de l'activité, aucune information quantitative n'étant normalement disponible (sauf dans certains centres de recherche). L'avènement de méthodes quantitatives pratiques pour les techniques de TEP et de TEM pourrait accroître considérablement le potentiel diagnostique de celles-ci. Mais pour ce faire, les techniques correctrices de l'atténuation et de la dispersion devront être nettement améliorées. Des tomographes à transmission utilisant des sources radioactives ou des tomodensitomètres bas de gamme sont déjà offerts pour bon nombre de caméras (TEP, TEM ou systèmes hybrides), mais la précision des cartes d'atténuation et leur mise en œuvre dans des méthodes correctrices de l'atténuation nécessitent encore beaucoup de recherche. La situation est encore moins avancée au chapitre de la correction de la dispersion qui, dans le meilleur des mondes, devrait prendre en compte l'information de densité de la répartition provenant des cartes d'atténuation. Les méthodes actuelles de correction de la dispersion 2D, utilisant des modes de reconstruction coupe par coupe, ne conviennent absolument pas, puisque les photons peuvent se répartir dans toutes les directions et non su un seul plan. Les méthodes itératives de restauration de la résolution (pour la TEM) et l'effet volumétrique partiel (pour tous les systèmes) doivent être envisagés du point de vue de la représentation entièrement quantitative. Idéalement, toutes ces corrections devraient être mises en œuvre au moyen d'une approche unifiée, ce qui peut exiger des capacités de mémoire gigantesques et des améliorations substantielles au chapitre de la vitesse. Des méthodes de normalisation pratiques et viables sur le plan clinique devront être développées pour obtenir une quantification absolue des données Une telle quantification peut se révéler importante dans certaines situations, par exemple pour le diagnostic de maladies plurivasculaires lors d'examens TEM de la perfusion myocardique. La méthode quantitative utilisée présentement avec la TEM, qui évalue la valeur d'absorption standardisée, doit assurément faire l'objet de recherches plus approfondies avant d'arriver à une évaluation quantitative absolue.

À l'heure actuelle, la plupart des hôpitaux procèdent à des examens dynamiques au moyen de techniques planaires (taux de filtration glomérulaire rénal et exploration fonctionnelle respiratoire) qui, malheureusement, sont privées des procédures appropriées de correction de l'atténuation et de résolution 3D. Idéalement, les examens fonctionnels dynamiques devraient être à la fois quantitatifs et quadridimensionnels, ce qui signifie que la composante de temps doit venir s'ajouter à l'information 3D entièrement quantitative. Présentement, de telles capacités d'imagerie sont offertes par

les systèmes TEM en anneau, mais elles sont peu utilisées dans le cadre d'études cliniques standard. Les informations dynamiques sont normalement tirées d'une série d'images tomographiques, chacune d'elles étant acquise assez rapidement pour que l'activité de dispersion puisse être présumée constante (statique) pendant le délai d'acquisition. Dernièrement, des systèmes TEM trois têtes à rotation rapide ont été mis à l'essai pour ce type d'études dynamiques. En outre, une autre méthode de TEM dynamique permet de reconstruire une série d'images dynamiques 4D à partir d'une seule rotation lente de la caméra en utilisant des techniques d'optimisation itératives modernes.

Les études quantitatives fonctionnelles dynamiques peuvent certainement être considérées comme une évolution de l'imagerie médicale nucléaire. Toutefois, les séquences dynamiques nécessitent des capacités de mémoire énormes pour le stockage de données ainsi qu'une puissance de traitement considérable. Les paramètres cinétiques, qui peuvent être obtenus de ces données dynamiques au moyen de la modélisation à compartiments, nécessitent certainement de notre part une meilleure compréhension des processus physiologiques et de leur description mathématique.

7. DISPONIBILITÉ

Tous les fabricants d'équipement d'imagerie nucléaire offrent des logiciels d'acquisition et de traitement des données. Par contre, la disponibilité de techniques plus perfectionnées à des fins cliniques est encore assez limitée, bien que la situation ne cesse d'évoluer; cette tendance doit donc être encouragée. Par ailleurs, le fournisseur et l'utilisateur doivent tous deux être très prudents lorsque de nouveaux produits font leur entrée sur le marché mais aussi lors de la mise en application de nouvelles méthodologies, puisque les techniques non éprouvées suffisamment sont susceptibles de détruire la confiance du client ou, dans les cas extrêmes, peuvent entraîner de graves problèmes de santé attribuables à une erreur de diagnostic.

8. CHAMP D'APPLICATION

Les processus physiologiques sont dynamiques et la répartition des molécules biologiques changent au fil du temps. La vitesse de ces changements peut souvent se révéler importante pour évaluer le fonctionnement d'un organe ou une maladie. L'imagerie nucléaire fonctionnelle permet de visualiser la vitesse du métabolisme de l'anatomie d'un organe (normal ou anormal) pour différents procédés biologiques ou de suivre le mouvement des molécules biologiques pendant la biorépartition et le métabolisme. Par conséquent, les applications de cette technologie sont multiples et vont de la représentation de l'anatomie à l'étude de la physiologie et du fonctionnement organique, puis jusqu'à l'imagerie moléculaire, objectif ultime.

9. COLLABORATEURS

Les nouvelles idées, techniques et méthodes proviennent principalement des universités et des groupes de recherche des hôpitaux tributaires de différentes subventions de recherche (fédérales, provinciales et autres). Une étroite collaboration avec les partenaires de l'industrie pourrait accélérer l'implantation clinique des nouvelles méthodes et mieux orienter la recherche.

Matériel

1. OBJECTIFS

La caméra à scintillation, ou gamma-caméra, atteint les limites de rentabilité de l'amélioration du rendement. Le cristal de scintillation et les photomultiplicateurs sont les deux composantes qui ont le plus d'impact sur le rendement des caméras. L'émission lumineuse du cristal et la conversion en signal lumineux (rendement quantique) des photomultiplicateurs peuvent s'améliorer légèrement, ce qui renforcerait la résolution intrinsèque des caméras. Toutefois, cela n'améliorerait que l'image diagnostique avoisinant le collimateur, ce dernier constituant la frontière de la caméra. Cependant, des améliorations apportées au cristal et aux photomultiplicateurs enrichiraient la résolution énergétique, améliorant ainsi le contraste de l'image tout en assurant un meilleur fonctionnement des méthodes de correction et d'&e7acute;valuation de la dispersion. Les caméras commerciales à scintillation atteignent maintenant une résolution énergétique de 8,5 % à 140 KeV (kiloélectron volts), ce qui a un impact sur les caméras à semi-conducteurs.

2. DESCRIPTION

Les techniques de traitement des signaux utilisées par les caméras à scintillation sont généralement similaires, bien que leur implantation influence le calculs de rendement et différencie les caméras. Les corrections des champs énergétiques et de la linéarité spatiale sont maintenant universelles, et la plupart des caméras à scintillation ont recours à un convertisseur analogique-numérique par photomultiplicateur. L'algorithme du centre de gravité es le plus utilisé pour calculer la position de l'événement. Plusieurs caméras à scintillation emploient un contrôle analogique-numérique régional pour permettre à plusieurs groupes de photomultiplicateurs de fonctionner séparément et ainsi offrir un taux de comptage plus élevé, notamment lors des études d'incidence.

Le modèle du support mobile influence la qualité de l'image sur le plan de la précision et de la reproductibilité. Les modèles actuels sont assez variés et l'évaluation du matériel est difficile à quantifier.

3. IMPORTANCE

Le marché actuel des appareils d'imagerie nucléaire se compose principalement de caméras à scintillation double tête à géométrie variable. Bon nombre d'entre elles, notamment aux États-Unis, sont équipées d'un système de coïncidence pour l'étude des positrons. Les caméras à scintillation à tête unique représentent le tiers du nombre de caméras à deux têtes, tandis que les caméras à trois têtes n'occupent qu'une petite partie du marché. La distribution géographique des différentes caméras à scintillation varie dans le monde entier, sous l'influence principale du remboursement des exam ens. Le nombre de systèmes de tomographie par émission de positons (TEP) spécialisés augmente, tandis que le débat se poursuit sur le coût et la précision diagnostique de ces systèmes et des caméras équipées de systèmes de coïncidence.

L'usage des caméras à semi-conducteurs en clinique est encore en devenir.

L'usage de la dispersion et du stockage électroniques d'images et de données est en croissance, mais n'est pas encore universel. La fusion des images avec les autres modalités d'imagerie est aussi en plein essor. La télémaintenance de l'équipement fait son entrée graduellement, selon l'époque où l'équipement a été mis au point et la simultanéité de la conception des composants.

4. EXIGENCES CLINIQUES

L'estimation et la correction de la dispersion permettent une évaluation plus précise des données quantitatives lors des études cliniques. De telles méthodes sont proposées depuis assez longtemps, mais très peu d'entre elles ont réussi à s'implanter en clinique. Ces techniques tendent à repousser les limites de la technologie des caméras à scintillation exigeant une très bonne résolution énergétique, et la réponse a été de rendre la caméra indépendante de l'énergie. Ces exigences nécessiteront le perfectionnement des caméras à scintillation et pourraient hâter l'arrivée des caméras à semi-conducteurs en clinique.

5. MATURITÉ ET RISQUES

De nouveaux scintillateurs sont actuellement mis au point mais les effets de telles découvertes sont difficiles à prévoir. Toutefois, les nouveaux scintillateurs pourraient modifier profondément l'essor de la médecine nucléaire, c'est pourquoi il convient d'encourager la poursuite des recherches en ce domaine. L'avenir des photomultiplicateurs et des photodiodes est plus intéressant que les solutions de rechange proposées. Les photodiodes on des limites, à savoir que l'augmentation de la zone des photodiodes entraîne l'augmentation du bruit, et que ce bruit est causé par des défectuosités dans le matériel des semi-conducteurs au niveau atomique. En conséquence, le bruit augmente selon le carré du rayon de la diode.

L'imagerie à photon unique étant relativement mature en médecine nucléaire, elle peut espérer bénéficier d'améliorations progressives à condition qu'une percée permette l'élimination du collimateur.

L'imagerie par émission de positrons peut espérer, ou au moins solliciter, des améliorations, notamment au chapitre de l'imagerie sur grande surface et de la réduction des coûts.

6. CHAMP D'APPLICATION

Il y a un besoin incessant de sondes d'imagerie ou d'autres types pour la chirurgie et certaines autres applications, et c'est peut-être là que réside l'avenir des caméras à semi-conducteurs.

7. COLLABORATEURS

Sources potentielles de soutien pour le développement, l'acquisition ou l'implantation de la technologie : Conseil national de recherches du Canada (CNRC), principaux collaborateurs des fournisseurs, etc.

8. ANALYSE DE RENTABILITÉ

L'imagerie TEP, la correction de l'atténuation, la correction de la dispersion, la fusion d'images et les caméras à semi-conducteurs sont tous des secteurs susceptibles de bénéficier d'améliorations matérielles.

Il est vraisemblable que les mérites relatifs des caméras à coïncidence et des systèmes TEP spécialisés entraîneront des améliorations pour les deux technologies, puisqu'elles s'orientent toutes deux vers un système à haute résolution abordable pour la TEP. En proposant de meilleurs rendements et des coûts inférieurs, l'utilisation de la TEP se généralisera avec la plus grande disponibilité du fluorodésoxyglucose (FDG) et des autres produits pharmaceutiques à positron. Les caméras à scintillation peuvent tirer profit des cristaux épais partiellement pixélisés disponibles auprès des principaux fabricants de cristaux de caméra. Ces cristaux améliorent l'efficacité de détection à des taux d'énergie supérieurs, et réduisent la perte de résolution spatiale si l'énergie est plus faible. Les caméras à scintillation, notamment les systèmes double tête à grand champ, présentent de faibles rapports de comptage réellement aléatoires, ce qui limite le rendement clinique de ces systèmes.

Les systèmes TEP à rendement supérieur et à faible coût présentent des obstacles en ce qui a trait au coût et à l'efficacité de l'imagerie à plus grandes surfaces dans la direction axiale du patient. Les systèmes proportionnels multiconducteurs au gaz TDAE (tétrakis diméthylamino éthylène) avec résolutions temporelles de 3 à 4 nanosecondes LMI (largeur à mi-hauteur) sont des candidats possibles pour l'imagerie de surface.

Les systèmes d'évaluation de l'atténuation poursuivent leur essor, tandis que les qualités relatives des systèmes en utilisation et en développement continuent à faire l'objet de controverses. De récentes percées ont permis l'ajout aux caméras à scintillation d'unités de tomographie aux rayons X pour les applications d'atténuation et de fusion d'images. Et on prévoit d'autres progrès pour produire des cartes d'atténuation plus précises et réduire les coûts de fonctionnement.

Les caméras à semi-conducteurs les plus prometteuses à ce jour reposent sur les cristaux de tellure de cadmium et de zinc (CdZnTe). Il s'agit réellement d'une caméra à semi-conducteurs, convertissant le photon gamma en électricité en proportion directe avec l'énergie entreposée dans le cristal, et ce, sans scintillation lumineuse intermédiaire ni conversion lumineuse subséquente en électricité par photomultiplicateur ou photodiode. Cette façon de faire procure une meilleure résolution énergétique, et la résolution spatiale est définie par la taille des cristaux présentés en réseau. Par contre, le coût est aussi proportionnel à la taille des cristaux et augmente rapidement au fur et à mesure que la surface à visualiser s'accroît. Une unité commerciale à petite surface a été présentée, puis retirée et remplacée par un système de scintillateur pixelé avec photodiodes. L'avenir des caméras à semi-conducteurs doit encore faire ses preuves.

Agents radiopharmaceutiques cliniques

1. DESCRIPTION

L'imagerie médicale nucléaire est la technique d'examen standard pour évaluer la fonction physiologique d'un patient atteint d'un cancer ou de troubles cardiaques et neurologiques. La fonction et la perfusion cervicales et cardiaques (irrigation sanguine), la fonction rénale, la densité osseuse, l détection et la classification d'un cancer sont quelques-unes des mesures relevées par cette technique. La représentation d'images se fait en " étiquetant " la molécule concernée avec un isotope radioactif. Les isotopes de TEP 11C, 13N et 15O peuvent servir à étiqueter pratiquement toutes le molécules (ou médicaments) utilisées par l'organisme vivant. Les autres isotopes de TEP (tels que 18F, 64Cu et 82Rb) ou les isotopes de TEM (tels que 99mTc, 201Tl et 123I) sont utilisés pour étiqueter les " analogues " moléculaires, puisque ces éléments ne sont pas présents naturellement dans les composés biologiques. Une molécule étiquetée est appelée " marqueur " radiopharmaceutique; elle est administrée au patient, puis représentée en images à l'aide des techniques TEP ou TEM pour en mesurer l'absorption et le métabolisme.

2. IMPORTANCE

Des modèles spécifiques du métabolisme et de l'absorption du marqueur sont associés à des désordres propres à certains organes tels que le cerveau, le cœur, les reins ou les os. La disponibilité croissante de marqueurs propres à certains organes ou désordres permettra de poser des diagnostics plus précoces, puis de prescrire et d'évaluer le meilleur traitement pour chaque patient.

3. MATURITÉ ET RISQUES

Au cours des dernières années, la tomographie par émission de positrons (TEP) a connu un essor fulgurant dans le domaine de l'imagerie en présence de cancer ou de cardiopathies.

Pendant plus de 10 ans aux États-Unis, l'isotope 82Rb a servi à l'imagerie de perfusion myocardique pour diagnostiquer les coronaropathies. Cet isotope, fabriqué par un centre médical universitaire au Canada, n'est toujours pas distribué ici à des fins cliniques. De nouveaux marqueurs qui seron élaborés dans l'avenir pourront aussi être distribués s'ils portent l'étiquette 18F, ce qui leur confère une demi-vie suffisamment longue (110 min) pou permettre le transport vers les centres d'imagerie dans un délai de cinq à six heures.

4. DISPONIBILITÉ

Le marché de l'élaboration et de la distribution de nouveaux marqueurs est dominé par des compagnies pharmaceutiques multinationales, dont Dupont Pharma et Nycomed-Amersham, bien qu'il existe aussi au Canada de petites entreprises de développement radiopharmaceutique. D'ordinaire les agents TEM portent l'étiquette 99mTc, puisque cette dernière convient bien aux systèmes d'imagerie à détection NaI utilisés par tous les départements de médecine nucléaire. Par exemple, les marqueurs Sestamibi1 et Myoview2 sont devenus la norme en matière d'imagerie de perfusion myocardique pour diagnostiquer les coronaropathies. En angiographie isotopique, le pertechnetate2 est utilisé pour évaluer la fonction myocardique. Le Miraluma2 a pour sa part été lancé à l'intention des techniques d'imagerie propres au cancer du sein. La perfusion cervicale est mesurée au moyen de l'HMPAO, tandis que le DTPA sert à évaluer la fonction rénale. Il y a encore bien d'autres marqueurs TEM commercialisés, et plusieurs d'entre eux sont fabriqués dans des centres médicaux universitaires, puis distribués par des compagnies pharmaceutiques.

Aux États-Unis, plusieurs marqueurs TEM, tel le 18F-fluorodésoxyglucose (18FDG), sont maintenant vendus par des compagnies pharmaceutiques telles que P.E.T.Net 3. Au Canada, le 18FDG est offert en quantité limitée par des centres médicaux universitaires possédant un cyclotron, installatio nécessaire à la fabrication de marqueurs TEP.

5. CHAMP D'APPLICATION

Plusieurs marqueurs ont été élaborés pour étudier différentes réactions métaboliques à l'état normal et à l'état pathologique. L'isotope 18FDG, par exemple, a été mis au point à l'origine pour des projets de recherche portant sur le métabolisme du glucose dans le cerveau et le muscle cardiaque, et il est aujourd'hui offert aux États-Unis et en Europe pour les examens d'imagerie en oncologie. Les marqueurs TEM et TEP ont été développés pour étudier le métabolisme oxydant, le métabolisme des acides gras et des aminoacides ainsi que les densités des récepteurs pré-synaptiques et post-synaptiques. La TEP dispose toutefois de capacités uniques pour quantifier ces mesures en termes physiologiques absolus (c.-à-d. métabolisme du substrat en mol/min/g). Récemment, les marqueurs TEP ont été adaptés pour imager l'expression génétique, laquelle deviendra de plus en plus importante pour analyser les nouvelles thérapies géniques mises au point pour traiter les maladies cardiovasculaires et les cancers. Des études d'imagerie expérimentale sur l'animal servent à l'analyse de ces agents dans les laboratoires de biologie moléculaire. Cela a mené à la mise en œuvre de systèmes TEP et TEM à l'intention de petits animaux, solution de rechange aux études autoradiographiques classiques.

L'imagerie par TEP ou TEM est largement utilisée pour évaluer les effets physiologiques des nouveaux traitements pharmaceutiques chez les humains, notamment la mesure de la perfusion, du métabolisme des substrats et des densités de récepteurs. La TEP joue également un rôle toujours plus important dans le développement de nouveaux médicaments, où elle sert à des études de biodistribution lors des premières expérimentations sur les animaux et les humains. Les nouveaux produits radiopharmaceutiques de TEM, portant l'étiquette Tc, peuvent aussi faire l'objet d'une évaluation quantitative avec la TEP au moyen du marqueur étiqueté 94mTc.

6. ANALYSE DE RENTABILITÉ

Comme l'indique le rapport du premier groupe de travail sur les besoins futurs de l'imagerie médicale dans le domaine de la santé, la TEP avec

l'isotope 18FDG surclasse économiquement les autres méthodes d'imagerie dans la détermination du stade des cancers. En outre, l'isotope 18FDG es reconnu pour être le meilleur marqueur pour déterminer quel myocarde ischémique viable est susceptible de bénéficier d'une revascularisation par pontage ou angioplastie.

7. RÉFÉRENCES

1. Dupont Pharmaceuticals — http://www.dupontpharma.com
2. Nycomed-Amersham — http://www.nycomed-amersham.com
3. P.E.T.Net — http://www.petnetpharmaceuticals.com
4. Institut de cardiologie de l'Université d'Ottawa — http://www.ottawaheart.ca
5. Institute for Clinical PET — http://www.icppet.org

Page précédente Table des Matières Prochaine page

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca

Industrie Canada Industry Canada

Canada

English | Contactez-nous | Aide | Recherche | Site du Canada
Accueil | Carte du site | Quoi de neuf | Contenu | Inscription

strategis.gc.ca

Index : A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z
Information d'affaires par secteur → Industries de la santé

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

ÉLECTROENCÉPHALOGRAPHIE ET MAGNÉTOENCÉPHALOGRAPHIE

1. HISTORIQUE ET DESCRIPTION DE LA TECHNOLOGIE

Électroencéphalographie

L'électroencéphalographie (EEG) est une technique qui permet de mesurer l'activité électrique du cerveau provoquée par le courant généré dans les neurones. Cette technique a été créée en 1924 par Hans Berger, en Allemagne.

L'analyse se fait en plaçant un certain nombre d'électrodes, seules ou par paires, à la surface du crâne. Si les électrodes sont placées individuellement une " électrode de référence " commune est alors utilisée. Chaque électrode doit relever une mesure de tension de surface, puis transmettre ce signal, qui est ensuite amplifié et enregistré. À l'origine, ces enregistrements étaient tracés sur papier à l'aide d'un stylet. De plus en plus aujourd'hui, les sorties sont enregistrées par un numériseur, puis sauvegardées sur ordinateur (EEG numérique). Dans certaines applications, les électrodes sont placées sous le cuir chevelu ou en contact direct avec le cerveau.

L'EEG peut enregistrer les fluctuations rythmiques des potentiels électriques du cerveau (par exemple, les ondes alpha chez une personne au repos ou des ondes plus lentes pendant le sommeil); le potentiel évoqué par un stimulus particulier (une tonalité ou un faisceau de lumière, par exemple); ou le signaux pathologiques tels que des pointes d'activité épileptique. Les principales fonctions de l'EEG en milieu hospitalier sont les suivantes : le diagnostique, la communication de l'information aux cliniciens et aux unités de soins, la formation et la recherche.

Magnétoencéphalographie

Les systèmes de magnétoencéphalographie (MEG) mesurent les signaux de même source que l'EEG, soit le courant généré dans les neurones; mais tandis que l'EEG s'intéresse aux champs électriques, la MEG se concentre sur les champs magnétiques accompagnant le courant. L'un des premiers systèmes MEG a été utilisé au MIT pendant plusieurs années, sous la gouverne de David Cohen, un pionnier dans le domaine de la magnétoencéphalographie. Le Dr Cohen, qui est considéré comme l'inventeur du système MEG, a fait le premier magnétoencéphalogramme en 1968

Contrairement à l'EEG, la MEG ne nécessite aucun contact direct entre le corps et les électrodes. La MEG utilise plutôt un certain nombre de capteur placés à proximité de la tête. Ces capteurs sont immergés dans de l'hélium liquide contenu dans une cuvette cryogénique appelée cryostat. La température très froide de l'hélium (-273° C) attribue aux capteurs des capacités supraconductrices et, par conséquent, une sensibilité suffisante pour détecter les signaux extrêmement faibles du cerveau.

À l'origine, les systèmes MEG ne se composaient que de quelques capteurs qui, difficilement, devaient être déplacés autour de la surface de la tête pour générer une " carte " de l'activité cérébrale. Avant les années 1990, tous les systèmes offerts possédaient moins de 30 canaux et ne pouvaient couvrir qu'une partie de la tête. Ces systèmes devaient être déplacés en diverses positions, pour ensuite permettre le coenregistrement, assez difficile, afin de créer un montage des positions couvrant l'ensemble du cortex. Bien que la MEG ait alors été jugée puissante en tant qu'outil d'étude du cerveau humain par les chercheurs, elle n'a jamais été considérée comme étant pratique pour le travail de routine en clinique.

Cependant, au cours de la dernière décennie, cette technologie a connu en vif essor. En 1992, deux fabricants de systèmes MEG ont lancé les systèmes « plein cortex », et un autre a fait de même en 1995. De tels systèmes permettent l'enregistrement simultané de signaux provenant de tout le cerveau, une percée qui a fait chuter le temps d'enregistrement de quelques heures à quelques minutes, tout en augmentant la précision des relevés. L premier de ces systèmes possédait 64 canaux de détection, mais certains systèmes offerts aujourd'hui en ont plus de 250.

Autre percée importante, le développement des cryostats qui fonctionnent efficacement dans une variété d'angles et permettent ainsi au patient d'être

assis ou étendu pour subir l'examen, soit la position qui s'avère la plus naturelle pour l'examen en question. Cette nouveauté est particulièrement importante pour les études cliniques où le patient doit demeurer immobile. Les vitesses d'échantillonnage accrues, la détection EEG simultanée et les capacités électroniques qui permettent un traitement plus rapide sont quelques-unes des autres améliorations de cette technique.

Grâce aux progrès énumérés précédemment, la MEG est maintenant un outil efficace en clinique.

Différences et similitudes
Les techniques MEG et EEG mesurent toutes deux les signaux provenant des courants du cerveau — le champ magnétique et le champ électrique. Et les deux possèdent une excellente résolution temporelle : ainsi elles peuvent mesurer les changements pendant une milliseconde. Les autres techniques d'imagerie cérébrale, telles que l'IRMf et la TEP, possèdent une résolution temporelle beaucoup moins bonne, puisqu'elles évaluent essentiellement le débit sanguin ou l'oxygénation qui sont des processus beaucoup plus lents que l'activité neuronale.

Actuellement, l'EEG occupe le haut du pavé en clinique, tandis que la MEG est principalement cantonnée dans les activités de recherche, bien que son utilisation clinique connaisse une certaine croissance. La technologie MEG n'est pas perçue comme une solution de remplacement de l'EEG en raison de son coût beaucoup plus élevé et de l'immobilité de la tête requise lors de l'enregistrement; il s'agit plutôt d'une mesure complémentaire pour les cas complexes et ceux pour lesquels l'EEG s'est révélée insuffisante.

L'efficacité de l'EEG à titre d'outil de recherche est limitée, puisque cette technique n'enregistre qu'une petite portion de l'activité électrique de la surface du cerveau et que les signaux sont déformés par la conductivité de surface du cuir chevelu. L'EEG s'est révélée un outil diagnostique utile en présence de traumatismes crâniens graves, de tumeurs cérébrales, d'infections cérébrales, d'épilepsie et d'autres maladies dégénératives du système nerveux. La MEG, beaucoup plus coûteuse, peut servir à ces mêmes diagnostics ainsi qu'à des mesures cognitives complexes.

Mais en dépit de ces divergences, il existe de nombreuses problématiques communes aux deux techniques.

2. DISPONIBILITÉ ET MATURITÉ

EEG
L'EEG est disponible dans tous les grands hôpitaux à travers le monde, en milliers d'exemplaires. Il existe également un grand nombre de fabricants d'appareils EEG partout dans le monde, dont l'entreprise canadienne XLTEK, de Oakville en Ontario. Le prix d'un appareil varie entre dizaines de milles et cent milles dollars.

Bien qu'elle soit mature depuis bien des décennies, la technologie de base de l'EEG a connu dernièrement des progrès à différents niveaux : fonctionnement numérique, électrodes inédites et de meilleure qualité, matrices d'électrodes à haute densité (permettant la cartographie des signaux cérébraux et la localisation limitée) et amélioration des composantes électroniques et de l'amplificateur — incluant un échantillonnage plus rapide avec une meilleure résolution des signaux.

MEG
La MEG est présentement disponible dans près de 80 hôpitaux ou centres de recherche à travers le monde. Chaque année, environ 15 installations s'ajoutent à ce nombre. D'ordinaire, les sites sont renommés mondialement et sont situés dans de grands centres au Japon, en Europe de l'Ouest, aux États-Unis et au Canada. Il n'existe à l'heure actuelle qu'une poignée de fabricants de systèmes MEG dans le monde entier, dont une entreprise canadienne, CTF Systems Inc., de Port Coquitlam en Colombie-Britannique. Le prix d'un appareil varie entre 2 et 3 millions de dollars.

L'évolution de la MEG et sa transformation en un instrument capable de faire des examens cliniques routiniers sont survenues en moins d'une décennie. Comme il est dit dans la section précédente, le grand nombre de capteurs simultanés et l'examen en position de supination ont été les principaux développements qui ont permis cette transition. Il y a également eu des percées en électroniques, permettant aussi d'accélérer l'échantillonnage avec une meilleure résolution des signaux.

3. AUTRES POSSIBILITÉS ET TECHNOLOGIE COMPLÉMENTAIRE

Les techniques EEG et MEG sont toutes deux des technologies d'imagerie de la fonction électrophysiologique cérébrale. Elles mesurent l'activité électrique du cerveau sous certaines conditions après un stimulus ou au moment d'un événement pathologique. Certaines autres techniques d'imageri cérébrale fournissent uniquement des informations structurelles ou anatomiques, et sont complémentaires à l'information fonctionnelle (la MEG et l'EEG ne fournissent aucune information sur la structure du cerveau). D'autres techniques évaluent le débit sanguin ou l'oxygénation (qui sont aussi des mesures de la fonction cérébrale), mais à une résolution temporelle de beaucoup inférieure. La MEG et l'EEG sont les seules modalités d'imagerie fonctionnelle qui procurent des mesures directes de l'activité neuronale. Puisque les signaux MEG ne sont pas déformés par la conductivité de surface, comme c'est le cas pour l'EEG, ils peuvent être utilisés pour produire des cartes spatiales et de localisation précises de l'activité cérébrale.

La MEG et l'EEG sont des techniques non invasives (sauf lorsque les électrodes d'EEG sont en position sous-durale ou placées profondément dans le cerveau, technique alors très invasive ne convenant qu'à certains cas cliniques) et inoffensives, n'impliquant ni radioactivité ni injection ni champ magnétique.

Le coût d'un électroencéphalogramme est plutôt faible, puisque l'EEG n'utilise que des produits consommables peu coûteux, comme des radio-isotopes. Le coût d'un examen MEG est comparable, mis à part le coût de l'équipement. En outre, cette dernière technique est dispensée de la longue étape qui consiste à placer et à localiser de nombreuses électrodes.

Voici une liste de quelques techniques d'imagerie du cerveau complémentaires à l'EEG et la MEG :

Imagerie par résonance magnétique

- fournit des informations anatomiques et, à ce titre, complète la MEG et l'EEG;
- aucune information fonctionnelle;
- danger possible, notamment pour les enfants et les femmes enceintes, en raison de la radiofréquence et des champs magnétiques intenses;
- le coût de l'équipement est comparable à celui de la MEG, mais supérieur à celui de l'EEG;
- le coût de l'intervention est comparable à celui de la MEG et de l'EEG.

Tomodensitométrie

- fournit des informations anatomiques et, à ce titre, complète la MEG et l'EEG;
- aucune information fonctionnelle;
- danger possible, notamment pour les enfants et les femmes enceintes, en raison des rayons X;
- le coût de l'équipement est comparable à celui de la MEG, mais supérieur à celui de l'EEG;
- le coût de l'intervention est comparable à celui de la MEG et de l'EEG.

Imagerie par résonance magnétique fonctionnelle

- évalue le débit sanguin ou le volume sanguin, plutôt que l'électrophysiologie;
- possède une résolution temporelle de l'ordre d'une seconde — bien inférieure à celle de la MEG et de l'EEG; par conséquent, elle ne peut mesurer facilement les phénomènes rapides tels que les rythmes alpha ou les pointes épileptiques;
- danger possible, notamment pour les enfants et les femmes enceintes, en raison de la radiofréquence et des champs magnétiques intenses;
- le coût de l'équipement est comparable à celui de la MEG, mais supérieur à celui de l'EEG;
- le coût de l'intervention est comparable à celui de la MEG et de l'EEG.

Remarque : certains centres commencent à allier avec succès les informations MEG et EEG à celles de l'IRMf.

Tomographie par émission de positrons

- mesure le métabolisme de l'oxygène ou des sucres, plutôt que l'électrophysiologie;
- possède une résolution temporelle de l'ordre d'une seconde — bien inférieure à celle de la MEG et de l'EEG; par conséquent, elle ne peut mesurer facilement les phénomènes rapides tels que les rythmes alpha ou les pointes épileptiques;
- danger possible, notamment pour les enfants et les femmes enceintes, en raison du rayonnement ionisant des radionucléides ingérés;
- les mesures ne peuvent être répétées une fois que la dose annuelle maximale est atteinte (généralement suite à un seul examen)
- le coût de l'équipement est de beaucoup supérieur à celui de l'EEG ou de la MEG (pour faire un examen de TEP, un cyclotron ou un autre accélérateur est nécessaire);
- le coût de l'intervention est de beaucoup supérieur à celui de l'EEG ou de la MEG (personnel nombreux requis pour opérer le cyclotron, s'occuper des produits radiopharmaceutiques et évaluer les patients).

Tomographie à émission monophotonique

- évalue le débit sanguin, plutôt que l'électrophysiologie;
- possède une résolution temporelle de l'ordre d'une seconde — bien inférieure à celle de la MEG et de l'EEG; par conséquent, elle ne peut mesurer facilement les phénomènes rapides tels que les rythmes alpha ou les pointes épileptiques;
- danger possible, notamment pour les enfants et les femmes enceintes, en raison du rayonnement ionisant des radionucléides ingérés;
- le coût de l'équipement est inférieur à celui de la MEG, mais supérieur à celui de l'EEG;
- le coût de l'intervention est comparable à celui de la MEG et de l'EEG.

4. APPLICATIONS CLINIQUES

L'EEG et dans une moindre proportion la MEG sont utilisées quotidiennement en clinique partout dans le monde pour localiser avant la chirurgie les régions critiques du cerveau et, de façon non invasive, l'activité épileptiforme. Dans le cas de la MEG, bon nombre d'équipes de recherche travaillent à augmenter le nombre de régions cervicales fonctionnelles pouvant être localisées et à caractériser les anomalies magnétiques qui accompagnent une multitude de troubles cérébraux. Le caractère non invasif de la MEG et de l'EEG permet d'utiliser ces techniques pour le dépistage et les contrôles ultérieurs répétés sans crainte d'effets indésirables.

Puisque les procédures d'activation de différentes régions cérébrales fonctionnelles ont été normalisées et que les effets de certains troubles cérébraux spécifiques sur la MEG ont été consciencieusement documentés dans le cadre d'études contrôlées, le nombre d'applications médicales de routine de l MEG connaîtra une forte croissance. Les analyses neurophysiologiques pourraient devenir un élément clé de toutes les applications médicales de la MEG. Cela s'étendra bien au-delà de la cartographie sensorielle du cortex sensoriel primaire, comme c'est le cas aujourd'hui, et inclura la caractérisation et la localisation de zones sensorielles et motrices supérieures, et de régions de traitement intermodal, sans oublier tous les aspects de l'attention, de la mémoire, de la sensibilité et de la connaissance. Les céphalées, la migraine, l'aphasie, l'agnosie, les troubles de la perception, la négligence et la démence, notamment le syndrome cérébral organique et les troubles du développement comptent au nombre de ses applications cliniques. Et parmi les possibilités à venir, notons l'étude de la maladie d'Alzheimer, de l'autisme, de la sclérose en plaques, de la paralysie cérébrale

de la maladie de Parkinson, de la douleur chronique et des accidents vasculaires cérébraux.

Abstraction faite des interventions cliniques, il se fait un travail considérable alliant la recherche fondamentale du cerveau à ces technologies, l'objectif ultime étant de comprendre parfaitement le fonctionnement du cerveau dans différentes situations et tâches.

La détection des signaux cérébraux, cardiaques et autres provenant du fœtus représente aussi une nouvelle avenue qui convient à la MEG, mais non à l'EEG ou à d'autres technologies. Cette perspective a des applications aussi bien en recherche que dans la pratique en présence de grossesses à risque Magnétoencéphalographie fœtale, potentiel évoqué fœtal, respiration fœtale, magnétocardiographie fœtale (signaux cardiaques), mouvement fœtal et contractions utérines (accouchement prématuré) sont quelques-unes des applications obstétriques envisageables. D'autres applications propres à la reproduction incluent notamment la motilité des trompes de Fallope, le dépistage des cancers génésiques ainsi que les contractions vésiculaires et vaginales.

5. OBJECTIFS ET ENJEUX DES DÉVELOPPEMENTS À VENIR

Format et réseaux de données
Tant dans le cas de l'EEG que de la MEG, une grande quantité de données peut être générée dans une période de temps relativement courte. Et comme le nombre de patients examinés augmente sans cesse, il devient de plus en plus urgent de bénéficier de capacités suffisantes en matière de volume et de réseau.

À titre d'exemple, un EEG numérique de routine d'une durée approximative de 30 minutes avec 21 canaux de surface nécessite en moyenne entre 15 et 20 Mo par examen; les examens MEG génèrent pour leur part des volumes de données comparables ou supérieurs. Un hôpital peut compter entre 4 et 6 salles d'examen EEG, lesquelles permettent de produire chaque jour 4 dossiers chacune, ce qui produit environ 100 Go de données par année, seulement pour les EEG de routine. Cependant, avec l'ajout de la vidéo numérique (débit d'informations de plus de 1 Go par heure) qui devrait être adoptée par les hôpitaux d'ici cinq ans, l'hôpital cité en exemple générerait 2 600 Go de données par année, volume qui pourrait doubler en comptant l'utilisation pour le suivi aux soins intensifs, à l'état de sommeil et au bloc opératoire. En outre, il sera nécessaire d'intégrer à ces données différents renseignements sur les patients (notamment l'historique et les profils cliniques et démographiques), qui bien que moins nombreux n'en sont pas moin essentiels.

Toutes ces données devraient être accessibles de l'hôpital (réseau local), de la ville (domicile des médecins, hôpital externe, etc.) et de n'importe où au pays (experts externes) grâce à un système de transfert rapide et sûr. Ce système devrait être rentable et faciliter l'archivage et les sauvegardes. En outre, pour assurer son efficacité, il importe d'établir des normes d'archivage, notamment sur les supports (incluant les CD-ROM, les DVD et les bandes numériques), la plate-forme et l'absence de lien de dépendance avec le vendeur et l'hôpital. Le choix de telles normes doit absolument tenir compte des forces du marché.

Le traitement des données obtenues d'un examen EEG et MEG peut ne demander qu'une simple
interprétation visuelle, mais peut aussi inclure des modèles crâniens informatisés perfectionnés, des manipulations mathématiques complexes et un coenregistrement avec des données d'IRM anatomique. C'est pourquoi la facilité d'accès, de transfert et de communication entre les différents groupes devient indispensable. Des données réparties simplifient l'intégration avec les autres technologies d'imagerie fonctionnelle, comme l'IRMf e la TEP, pour tirer partie de la meilleure résolution temporelle des systèmes EEG et MEG tout en préservant la mesure de localisation la plus directe qui soit offerte par les autres technologies.

Les technologies multimodalités en temps réel seront de plus en plus utilisées dans l'avenir pour évaluer la fonction cérébrale des personnes à l'état d'éveil. Les exigences du traitement en temps réel commanderont alors des mouvements de données très rapides. En outre, grâce au transfert de données par Internet vers les hôpitaux, il y aura augmentation de la surveillance à domicile et, par conséquent, diminution des hospitalisations.

Échange de données
Le traitement des données de MEG est en grande partie exclusif et spécifique aux systèmes, ce qui a pour conséquence de réduire la capacité d'analyse universelle des mêmes données Si toutes les données de MEG répondaient aux mêmes normes fondamentales, alors elles pourraient servir quiconque souhaite pousser l'analyse des données et approfondir certains aspects éclipsés par les études faites à l'origine.

À titre d'exemple, un laboratoire peut, après avoir recueilli des données, être arrivé à des conclusions reposant sur une certaine configuration de capteurs. Un autre laboratoire pourrait, sans les avoir recueillies, analyser les mêmes données en fonction d'une autre configuration de capteurs.

La difficulté que présente cette approche n'est pas nécessairement spécifique aux MEG, mais tient plutôt au fait que les chercheurs considèrent souvent leurs données comme exclusives et non susceptibles d'être analysées par d'autres spécialistes. Toutefois, même s'il fait l'objet d'une entente entre les différents laboratoires, le transfert de données est difficile en raison des exigences propres au transfert de données, qui doit se faire dans des formats qui ne requièrent pas d'outils d'analyse spécifiques au système.

L'essor de la technologie MEG et des techniques scientifiques et cliniques connexes passe par l'établissement de normes sur l'échange de données.

Matériel
Bien que la technologie EEG soit relativement mature, il serait intéressant de pousser les recherches dans différents domaines pour étudier des techniques inédites ou meilleures. Tout le secteur bénéficiera des préamplificateurs d'ondes analogiques améliorés et d'une nouvelle technologie d'électrodes.

Pour toutes les raisons décrites précédemment, y compris en ce qui a trait aux réseaux locaux et étendus, il importe d'accroître la connectivité. Il est aussi nécessaire d'approfondir les solutions de compression de données, d'encryptage et de traduction ainsi que les méthodes d'archivage en remplacement des CD, DVD et DAT en vue de l'augmentation considérable du volume de données. Ces développements devraient bénéficier aux

MEG, aux EEG et aux autres modalités d'imagerie médicale. Par ailleurs, si les transmissions sans fil devaient se multiplier au sein des hôpitaux, les ondes radioélectriques devraient alors être réglementées.

La résolution de problèmes et de requêtes cliniques plus complexes exige la mise en place de fonctionnalités multitraitements sur ordinateur. En effet de nombreuses techniques de traitement de données plus complexes utilisées par les technologies MEG et EEG sont gênées par une vitesse de traitement insuffisante. En outre, une architecture électronique spécialisée plus rapide pourrait aussi être utile pour seconder ces algorithmes coûteux sur le plan des ressources informatiques.

Aujourd'hui, la plupart des installations MEG sont gardées à l'abri des signaux environnementaux, de beaucoup supérieurs aux signaux du cerveau, dans des " pièces blindées magnétiquement " très massives et très coûteuses. Il est important d'investir du temps et de l'argent en recherche pour trouver de meilleures méthodes pour supprimer le bruit et ne plus avoir besoin de telles pièces si coûteuses. L'élimination d'un tel écran de protection faciliterait également pour l'hôpital la question de l'implantation.

À l'heure actuelle, les systèmes MEG sont faits presque en totalité " à la main " en quantité relativement petite et à un coût assez élevé. Plus le volume de vente augmentera, plus la production devra être automatisée pour réduire le coût d'ensemble du système. Une chute des prix consolidera l croissance de la technologie MEG.

Les développements visant à augmenter le nombre de détecteurs sur les systèmes haut de gamme se poursuivront tant pour l'EEG et que la MEG. Ces besoins sont en grande partie tributaires du marché des utilisateurs de haute technologie. Par ailleurs, les systèmes conçus pour un usage clinique de routine se contentent sans problème du nombre de capteurs ou de canaux présentement offert.

Systèmes localisés contre systèmes répartis
La recherche sur la MEG a d'abord mis l'accent sur l'estimation des sources de dipôles équivalents (ECD). Une source dipôle est reconnue comme le " centre de gravité " de systèmes plus localisés ou plus répartis. Cette hypothèse provient de l'EEG, bien que celle-ci n'en dépende pas aussi unanimement que la MEG. L'importance de cette hypothèse a d'abord été dictée par l'utilisation de la MEG dans l'étude de l'épilepsie, où l'on croyait que l'activité était souvent concentrée, dans le sens où une source pathologique localisée devait être trouvée. Cette hypothèse peut encore se vérifier dans certaines formes d'épilepsie et dans d'autres pathologies du cerveau, mais elle est presque toujours fausse dans le cas de cerveaux normaux traitant de l'information complexe, les systèmes répartis étant alors largement mis en cause.

Même lorsque la fonction sensorielle ou les systèmes moteurs font l'objet d'études, il est évident que la nature du traitement dans un système sensoriel (système de visualisation) ou un système de sortie (systèmes moteurs additionnels) implique des systèmes répartis. Le simple fait que l'analyse des signaux provenant de ces systèmes révèle des signaux survenant dans un intervalle de 100 à 500 ms après la stimulation sensorielle ou avant la réaction motrice mène à la conclusion que ces systèmes sont effectivement répartis. La stimulation sensorielle atteinte le cortex après 60 ms environ, suivi jusqu'à 100 ms d'une grande activité répartie, puis certainement d'un changement d'activité spontanée de plusieurs secondes précédant la réaction, en particulier si celle-ci est complexe comme dans le cas du langage ou d'un geste moteur non préprogrammé.

Parmi les méthodologies actuelles destinées à analyser un système réparti, certaines prétendent évaluer les attributs tridimensionnels de ces systèmes. Ces systèmes d'analyse ne sont toutefois pas encore acceptés d'emblée comme l'analyse dipôle, principalement parce que les mathématiques de l'analyse dipôle reposent sur un moins grand nombre d'hypothèses non physiologiques.

Nouvelles techniques d'analyse
Avec la technologie MEG, le matériel disponible a connu un essor plus rapide que les techniques de traitement de données. Comme cela a été indiqué précédemment, il est notoire que la MEG a fait l'objet d'analyse au moyen d'approximation ECD. Cette méthode présuppose que l'activité du cervea provient d'un petit nombre de sources bien localisées. Bien que cette façon de faire puisse fournir une bonne approximation de la sensation évoquée e de l'activité motrice, elle n'est pas satisfaisante pour étudier des phénomènes cognitifs ou associés plus complexes. En outre, elle ne convient pas à l'étude de l'activité spontanée du cerveau (c.-à-d. sans intégration d'un événement mesurable extérieurement).

Étant donné la qualité du matériel MEG disponible aujourd'hui, des efforts considérables sont faits par les chercheurs (et les fabricants d'équipement eux-mêmes) pour mettre au point de nouvelles techniques plus puissantes profitant du plus grand nombre de capteurs MEG à faible niveau de bruit. Ces efforts comprennent notamment le développement de techniques qui tiennent compte des propriétés spéciales des systèmes à haute densité actuels. À titre d'exemple, des algorithmes utilisés en radioastronomie ont été mis en œuvre avec des résultats prometteurs. On élabore aussi des techniques automatisées qui ne nécessitent que très peu de connaissances préalables sur la source et, par conséquent, permettent un nombre relativement restreint d'interventions entre l'acquisition des données et la génération des images.

La plupart des percées les plus stratégiques nécessaires pour mener la MEG à un niveau supérieur d'acceptabilité et de commercialisation se feront su le plan du logiciel ou de l'interprétation des données, plutôt qu'au niveau de l'équipement lui-même. Par ailleurs, de nouvelles techniques d'analyses, plus puissantes, sont aussi en développement pour l'EEG.

Activité spontanée contre activité évoquée
À ce jour, l'accent pour la MEG a été mis sur l'activité évoquée. Cependant, il y a de bonnes raisons théoriques pour affirmer que cette méthodologie est limitée et peut en fait entraîner des conclusions erronées sur le fonctionnement du cerveau.

À l'origine, l'intérêt porté à l'activité évoquée était tributaire jusqu'à un certain point de l'utilisation de méthodologies d'intégration pour améliorer la réduction du bruit. La technique consistant à utiliser une activité évoquée intégrée en fonction du stimulus sensoriel ou de la réaction est encore l'approche principale choisie par la plupart des laboratoires. L'hypothèse de l'intégration du signal est que le signal est le même à chaque occurrence — c'est-à-dire que le cerveau réagit de la même façon à chaque fois que le même stimulus est présenté, ou que le traitement cérébral est le même pou toute réaction de sortie.

Une question a été soulevée à savoir si l'intégration définit le signal ou représente le signal — à savoir que le vrai signal est en perpétuel changement, non seulement sous l'influence de la répétition de la stimulation (ou de la réaction de sortie), c'est-à-dire l'influence des systèmes mnémoniques, des processus d'inhibition et autres, mais également parce que les caractéristiques élémentaires de la neurophysiologie sont variables en réponse. L'idée veut que la variabilité ne soit pas une forme de bruit aléatoire, mais plutôt un attribut important de la façon dont survient le processus.

À ce jour, la MEG a été limitée par sa capacité à résoudre les questions d'activité spontanée, puisqu'elle dépend plus que les autres technologies de l'intégration pour faciliter la réduction du " bruit ". Certaines des techniques décrites dans la section précédente doivent faire l'objet d'études plus poussées, puis être implantées et acceptées en clinique pour surpasser ces limites.

Formation

Avec les récents changements portant sur l'EEG numérique, il est devenu nécessaire de fournir une formation additionnelle au personnel. Les techniciens devraient suivre une formation abordant l'informatique et la technologie numérique de l'EEG. Par ailleurs, la MEG étant une technologie relativement nouvelle, le besoin de formation est tout particulièrement criant; et très peu de centres offrent une formation en MEG à travers le monde. Ces deux modalités devraient donc faire l'objet d'un renouvellement constant en matière de formation et d'entretien.

Dans certains centres de MEG, il a même été difficile de trouver suffisamment de personnel dûment formé pour faire fonctionner l'équipement et obtenir des résultats significatifs. Les universités et les autres organismes d'enseignement doivent donc être encouragés à offrir des cours pour pallier ces difficultés.

6. AIDE GOUVERNEMENTALE

Par le passé, le gouvernement canadien a soutenu activement les entreprises engagées dans le développement et la mise en œuvre de nouvelles technologies médicales par le biais du Conseil national de recherches du Canada (CRNC) et autres. Mais au cours des dernières années, ce financement et cette aide sont en grande partie disparus, bien qu'un crédit d'impôt, sous la forme du Programme d'encouragement fiscal à la recherche scientifique et au développement expérimental, demeure.

Les dernières subventions de la Fondation canadienne pour l'innovation (FCI) ont permis aux hôpitaux nationaux et aux universités de se procurer auprès des entreprises canadiennes la technologie MEG et EEG, qu'ils n'auraient pu se procurer autrement. Ces subventions ont contribué pour plusieurs millions de dollars à la vente de systèmes MEG et EEG (avec toutefois des contributions " en nature " de la part des fabricants).

Puisque la plupart des systèmes MEG et EEG fabriqués au Canada sont destinés à l'exportation, un appui considérable du gouvernement a été nécessaire. Le CCC, le SEE et d'autres ambassades canadiennes ont été d'une aide précieuse pour la vente sur les marchés étrangers.

7. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

Du fait que la MEG et l'EEG de surface soient des technologies non invasives, les normes et réglementations sont moins astreignantes que celles de techniques qui, par exemple, exposent le patient à des isotopes radioactifs ou à des champs magnétiques intenses. Il existe des détecteurs passifs qui mesurent l'activité cérébrale, sans toutefois exposer le patient à des influences potentiellement nuisibles.

Au Canada, les systèmes MEG et EEG doivent passer les tests de l'ASC pour s'assurer qu'il existe des dispositifs protégeant les patients et les opérateurs des chocs électriques. Il existe aussi un registre des instruments médicaux. Aux États-Unis, tous les dispositifs commercialisés comme équipement médical doivent être approuvés par la Food and Drug Administration des États-Unis; des réglementations similaires existent aussi dans d'autres pays. Cependant, les systèmes MEG et EEG offerts par une variété de vendeurs ont obtenu de telles autorisations, et cette question n'a pas semblé être un obstacle à la commercialisation.

Avec l'adoption sans cesse croissante des normes ISO, toutes les entreprises fabriquant des appareils médicaux devront éventuellement adopter ces normes de fabrication si elles souhaitent avoir accès au marché mondial.

8. L'AVENIR

La technologie EEG demeurera certainement l'un des piliers des procédures diagnostiques et de la planification préopératoire en centres hospitaliers. Grâce aux améliorations recommandées en matière de matériel et de volumes de données, cette technique continuera de voir sa valeur augmenter comme outil d'aide pour améliorer la qualité de vie de nombreux patients dans un avenir prévisible. Son coût relativement bas, sa bonne résolution temporelle et son caractère non invasif la rendent particulièrement attrayante.

La technologie MEG, issue du seul domaine de la recherche, se découvre comme un nouvel outil puissant capable de compléter les informations tirée de l'EEG, avec l'intéressante capacité de localiser avec précision la source des signaux du cerveau. Elle offre le même caractère non invasif et la même haute résolution temporelle que l'EEG, sans la distorsion des signaux de surface. Son utilisation comme outil de recherche se poursuivra et fer la lumière sur les mystères des capacités du cerveau tout en permettant au clinicien de traiter des cas complexes et un nombre toujours plus grand de situations.

9. PERSONNES-RESSOURCES

Gordon Haid, CTF Systems Inc., Port Coquitlam, Colombie-Britannique (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : gordonh@ctf.com.

Peter Wong, M. D., Children's & Women's Health Centre, Vancouver, Colombie-Britannique (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : pwong@unixg.ubc.ca.

Hal Weinberg, Ph. D., Simon Fraser University, Burnaby, Colombie-Britannique (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements) : hweinber@sfu.ca.

Page précédente | Table des matières | Prochaine page

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca

Industrie Canada Industry Canada

Canada

Accueil | Carte du site | Quoi de neuf | Contact | Inscription

strategis.gc.ca → Index : A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z
Information d'affaires par secteur → Industries de la santé

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

ÉCHOGRAPHIE

- Agents de contraste
- Dispositifs d'échographie
- Interface dispositif d'échographie/échographiste

Agents de contraste

1. OBJECTIFS

Cette section se penche sur la composition, le rôle et la disponibilité des agents de contraste à microbulles destinés à l'échographie, résume les applications pour lesquelles ils sont indiqués, décrit l'impact de ces agents sur la technologie de l'échographie et évalue certains aspects du développement actif.

2. DESCRIPTION

Les agents de contraste utilisés en échographie comportent des microbulles de gaz stabilisées et encapsulées de particules biocompatibles (p. ex. une protéine, un lipide ou un polymère). Les bulles sont plus petites que les globules rouges et, de ce fait, se prêtent tout à fait à l'injection intraveineuse. Leur fonction consiste à altérer les propriétés de diffusion du sang par ultrasons, en augmentant le profil de rétrodiffusion et en ajoutant un élément non linéaire. Ainsi, des techniques d'imagerie spécialisées peuvent déceler de préférence l'écho émis par l'agent tout en éliminant les signaux provenant des autres structures, comme les tissus solides. En conséquence, la combinaison des agents de contraste et des nouvelles méthodes d'imagerie non linéaire permet de détecter et d'afficher les échos en provenance de la microcirculation myocardique, par exemple, en temps réel (1).

2.1 Agents de contraste

Types d'agents de contraste
Les agents de contraste peuvent agir par leur présence dans le système vasculaire, où ils sont ultimement métabolisés (agents de pool sanguin), ou par leur absorption sélective dans les tissus après une phase vasculaire. Parmi les propriétés des tissus susceptibles d'influencer l'image ultrasonore, le coefficient de rétrodiffusion, l'atténuation et la vitesse de propagation acoustique sont les plus importantes (2). La plupart des agents cherchent à rehausser l'écho en augmentant le plus possible la rétrodiffusion du tissu qui les supporte tout en amplifiant aussi peu que possible l'atténuation dans le tissu, pour ainsi renforcer l'écho sanguin. Un agent idéal de pool sanguin présente la même dynamique de flux que le sang et, ultimement, est métabolisé par le pool sanguin. Il est toutefois possible de créer des agents capables d'offrir un contraste ultrasonore aussi bien pendant leur métabolisme que pendant leur passage dans le pool sanguin (agent d'absorption sélective). Des suspensions colloïdales de liquides, tel les que les perfluorocarbones et certains agents dotés de capsules durables (3), sont accaparées par le système réticulo-endothélial d'où, en bout de ligne, elles sont excrétées. Là, ces agents peuvent contraster le parenchyme hépatique, démarquant la répartition des cellules de Kuppfer. Des agents dotés d'un tel mécanisme cellulaire spécifique peuvent être utilisés comme instrument pour détecter et fournir des agents thérapeutiques à un site spécifique du système cardiovasculaire.

Propriétés d'un agent de contraste sanguin idéal

- non toxique;
- injectable sous forme de bolus intraveineux ou par perfusion;
- stable lors du passage dans le flux sanguin cardiaque et pulmonaire;
- demeure dans le pool sanguin ou possède une distribution tissulaire bien déterminée;
- durée de l'effet comparable à celle de l'examen d'imagerie;
- étroite distribution des diamètres des bulles;
- réponse conforme à un schéma bien défini au pic de pression de l'ultrason incident.

Formulations courantes des agents de pool sanguin
Le tableau suivant présente, en ordre chronologique brut, les quatre méthodes de production des microbulles de contraste et leur situation actuelle :

Formulation	Caractéristiques	Situation
Bulles de gaz libres	Ne peuvent traverser les lits capillaires cardio-pulmonaires	Agents rudimentaires; ne sont plus utilisés
Bulles d'air encapsulées	Passage transpulmonaire	Comprend des agents autorisés (p. ex. Levovist[MC])
Bulles de gaz encapsulées peu solubles	Meilleure stabilité	Comprend des agents autorisés (p. ex. Optison[MC])
Bulles de gaz « particuliaires » (capsule de polymère)	Propriétés acoustiques contrôlées	En développement

Sommaire des principaux agents de contraste fabriqués en date d'octobre 2000
La liste ci-dessous est incomplète, mais donne une bonne idée de l'engagement généralisé de l'industrie pharmaceutique à l'égard des produits de contraste pour l'écographie :

Fabricant	Nom	Formulation (coquille/gaz)	Stade de développement
Acusphere	AI-700	Polymère/perfluorocarbone	Développement préclinique
Alliance/Schering	Imavist®	Agent de surface/perfluorohexane-air	Développement clinique avancé
Bracco	SonoVue&[MC]	Phospholipide/hexafluorure de souffre	Développement clinique avancé
Byk-Gulden	BY963	Lipide/air	Non développé commercialement
Cavcon	Filmix[MC]	Lipide/air	Développement préclinique
DuPont Pharmaceutical	DefinityMC	Liposome/perfluoropropane	Développement clinique avancé
Mallinckrodt Medical	Optison®	Albumine sonique/perfluoropropane	Autorisé pour la cardiologie aux États-Unis et au sein de l'Union européenne
Mallinckrodt Medical	Albunex®	Albumine sonique/air	Autorisé par les États-Unis, le Canada et le Conseil de l'Europe
Nycomed	SonazoidMC	Lipide/perfluorocarbone	Développement clinique avancé
Point Biomedical	Bisphere®	Bicouche de polymères/air	Développement clinique
Porter	PESDA	Albumine sonique/perfluorocarbone	Non développé commercialement
Quadrant	QuantisonMC	Albumine séchée par atomisation/air	Développement préclinique
Schering	Echovist®	Matrice de galactose/air	Autorisé au Canada et au sein de l'Union européenne
Schering	Levovist®	Lipide/air	Autorisé dans 65 pays (pas aux É.-U,) pour usage en cardiologie et radiologie
Schering	Sonavist®	Polymère/air	Développement clinique
Sonus Pharmaceutical	EchogenMC	Agent de surface/dodécafluoropentane	Retiré en octobre 2000

Préparation et administration
Les agents de contraste peuvent être offerts sous deux formes : prêts à être reconstitués par simple ajout d'eau ou de solution saline; ou nécessitant

une préparation plus complexe (procédure mécanique de mélange par exemple). Mais dans les deux cas, la solution injectable doit être préparée immédiatement avant usage, les bulles n'étant stables que pendant un temps limité. L'injection peut se faire sous forme de bolus intraveineux dans une veine périphérique, d'ordinaire sur l'avant-bras. Le volume d'injection type varie de 0,5 ml dans le cas du Definity à 10 ml pour le Levovist. Dan tous les cas, la tolérance est extrêmement bonne, plus de 100 000 injections ayant été réalisées sans provoquer de réactions indésirables graves. En raison du faible volume, une solution saline est généralement utilisée. L'effet des bulles est relativement court, ne durant environ que 3 minutes pour un agent à base d'air comme le Levovist, et 5 minutes dans le cas d'un agent de perfluorocarbone tel Optison. Il est possible de prolonger la durée de l'effet en procédant par injection ou perfusion lente de l'agent (à l'aide d'un goutte-à-goutte, par exemple). La perfusion peut se révéler difficile à réaliser avec certains agents en raison de la tendance des bulles à flotter ou à se dissoudre à la dilution. À l'heure actuelle, l'administration par perfusion demeure un domaine de recherche.

2.2 Indications relatives aux agents de contraste ultrasonores

Tout comme pour les nouveaux médicaments, les indications formelles d'usage des agents de contraste sont fixées par réglementations gouvernementales. À ce jour, seul un petit nombre d'applications a été autorisé, dont les suivantes :

- Amélioration des échos provenant des structures non vasculaires telles que les trompes de Fallope;
- Amélioration des signaux Doppler dans les examens offrant un faible rapport signal-bruit (artères rénales, valvules cardiaques, veines pulmonaires, etc.);
- Aide à la délimitation bidimensionnelle des frontières endocardiques dans les examens d'échocardiographie de la fonction ventriculaire gauche.

Toutefois, on trouve dans la documentation de forts éléments de preuve soutenant que les agents de contraste peuvent fournir des renseignements sur le débit et la perfusion des vaisseaux de petit calibre, renseignements qu'il n'est présentement pas possible d'obtenir au moyen des techniques d'échographie classiques (4). Voici quelques indications applicables :

- Perfusion myocardique;
- Réserve sanguine tumorale dans des organes tels que les seins et la prostate;
- Détection et caractérisation de lésions hépatiques

2.3 Mode d'action des microbulles dans un champ acoustique

En imagerie médicale, les agents de contraste à microbulles sont uniques en ce sens qu'ils interagissent dans le processus de balayage. La nature de cette interaction dépend des paramètres de balayage, principalement du pic maximal de raréfaction et de la fréquence des ultrasons. Une combinaison de ces paramètres est rapportée par l'indice mécanique (*Mechanical Index—MI*), estimé et affiché sur tous les numériseurs approuvés. À un indice mécanique faible, les bulles sont soumises à une oscillation radiale de résonance dans le champ acoustique, retournant un écho puissant au transducteur. À un indice mécanique supérieur, cette oscillation devient non linéaire, de sorte que les échos de bulles renferment des harmoniques. Enfin, à l'indice mécanique maximal dans l'intervalle diagnostique, plusieurs bulles éclatent sous l'effet du champ acoustique, produisant un puissant écho non linéaire avant de disparaître. Ces trois différents types de comportement des bulles sont résumés ci-dessous:

Pression négative maximale (approx.)	Indice mécanique à 1 MHz	Comportement des bulles	Comportement acoustique	Application
< 100 kPa	< 0.1	Oscillation linéaire	Amélioration de la rétrodiffusion	Amélioration du signal Doppler, opacification de la cavité cardiaque
de 100 kPa à 1 MPa	de 0,1 à 1,0	Oscillation non linéaire	Rétrodiffusion harmonique	Doppler de l'artère coronarienne, opacification de la cavité cardiaque en temps réel, imagerie de perfusion myocardique en temps réel
> 1 MPa	> 1.0	Éclatement de bulles	Échos harmoniques transitoires	Imagerie de perfusion myocardique transitoire, imagerie hépatique postvasculaire

2.4 Impact des agents de contraste sur la conception des dispositifs d'échographie

Imagerie harmonique

Les échos non linéaires produits par des agents de contraste ultrasonores permettent de créer une méthode qui peut distinguer les échos attribuables aux contrastes de ceux qui sont générés par les tissus linéaires. La plus simple de ces méthodes — l'imagerie harmonique — est déjà présente sur les dispositifs d'échographie. En mode harmonique, le système transmet normalement à une fréquence, mais il est syntonisé pour recevoir les échos de préférence au double de cette fréquence, là où les seconds échos harmoniques des bulles sont captés. D'ordinaire, la fréquence d'émission se situe entre 1,5 et 3 MHz, tandis que la fréquence de réception est choisie au moyen d'un filtre de bande passante dont la fréquence centrale varie entre 3 et 6 MHz. L'imagerie harmonique utilise le même système de transducteurs que l'imagerie classique, et pour la plupart des dispositifs d'échographie actuels, seul le logiciel change. Les échos générés par les tissus solides et les globules rouges eux-mêmes sont éliminés. Les modes de Doppler couleur ou Doppler spectral harmonique en temps réel sont implantés sur un certain nombre de systèmes commercialisés, et offrent une qualité de suppression de l'écho tissulaire dont sont dépourvus les modes classiques. Avec le Doppler harmonique, il est possible de détecter le débit d'un vaisseau de 40 um dans un rein en mouvement (5).

Imagerie d'inversion des impulsions

L'imagerie harmonique impose au processus d'imagerie certaines contraintes fondamentales qui restreignent son rendement clinique. Il est possible de contourner ces contraintes au moyen de l'imagerie d'inversion des impulsions, laquelle envoie deux impulsions coup sur coup au tissu, la seconde impulsion étant une image miroir (c.-à-d. déphasée de 180°) de la première. Les échos produits par les diffuseurs linéaires tels que les tissus s'annulent, au contraire de ceux qui proviennent des bulles. Les images résultantes laissent voir une grande sensibilité aux bulles, et ce, à la résolution d'une image classique. De nos jours, certaines formes de cette technique sont offertes sur plusieurs dispositifs d'échographie.

Doppler d'inversion des impulsions
En détectant de très longues rafales d'impulsions inversées et en utilisant des méthodes de détection Doppler, ill est possible d'atteindre une très grande sensibilité aux bulles, de façon à ce que les bulles puissent être détectées à des puissances d'incidence suffisamment faibles pour éviter qu'elles soient détruites. Cette perspective ouvre la voie à l'imagerie de perfusion en temps réel. La technique Doppler d'inversion des impulsions (6) a mis en évidence les premières images de perfusion myocardique en temps réel au moyen d'agents gazeux de perfluorocarbone.

2.5 Coût
Le coût est un enjeu potentiel de l'échographie par contraste. À près de 100 $ par dose, les agents de contraste ultrasonores coûtent présentement presque autant que la procédure d'échographie elle-même. L'impact financier sera justifié lorsque les études auront démontré que l'utilisation des agents de contraste permet d'éviter des examens plus coûteux (tomodensitométrie, résonance magnétique ou médecine nucléaire).

3. IMPORTANCE

L'ajout des agents de contraste aux techniques d'échographie permet d'obtenir davantage d'information sur le flux de la perfusion (artérielle ou capillaire) sanguine. L'échographie classique ne donne pas accès à de telles informations ni, en temps réel, aucune autre modalité d'imagerie médical disponible.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Le recours aux agents de contraste augmente les exigences qui pèsent sur l'utilisation clinique de l'échographie, notamment au chapitre du rehaussement technologique des dispositifs d'échographie classiques, du supplément de personnel nécessaire pour assurer l'injection intraveineuse, d l'ajout de formation à l'intention des échographistes et du supplément de coût.

5. DISPONIBILITÉ

Seuls certains agents de contraste approuvés sont disponibles à grande échelle. Par exemple, des deux produits actuellement approuvés par la Direction générale de la protection de la santé, au Canada, soit Levovist et Optison, seul Levovist est commercialisé.

6. CHAMP D'APPLICATION

Les différents champs d'application potentiels des agents de contraste ultrasonores sont, dans un ordre d'importance approximatif, l'échocardiographie (7), l'échographie hépatique (8), l'échographie rénale (9), l'échographie Doppler transcrânienne (10), l'échographie des seins et de la prostate (11) et l'hystéro-salpingo-échographie (12). De progrès ultérieurs alliant agents à microbulles et systèmes de distribution des produits pourraient s'appliquer aux traitements endovasculaires (p. ex. les thrombolytiques), à la chimiothérapie et à la thérapie génique (13).

7. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

Il est nécessaire d'obtenir les autorisations réglementaires des agences gouvernementales concernées (la Direction générale de la protection de la santé, au Canada) pour commercialiser les agents de contraste. Actuellement aux États-Unis, la Food and Drug Administration diffère considérablement l'octroi des approbations pour les agents de contraste. Au moment de rédiger ce document, au moins quatre agents « autorisables » étaient encore dans l'attente de l'approbation finale de la Food and Drug Administration des États-Unis. Par ailleurs, des préoccupations spécifiques sur la sécurité ou l'efficacité ont fait l'objet de sorties publiques. Les délais prolongés de la Food and Drug Administration des États-Unis pourraient avoir un impact préjudiciable sur l'avenir de l'échographie de contraste.

8. RÉFÉRENCES

Général

Becher Harald, Burns PN, *Handbook of Contrast Echocardiography: LV Function and Myocardial Perfusion*, Berlin, Springer Verlag, 2000. (aussi disponible sur Internet à l'adresse : http://www.sunnybrook.utoronto.ca/EchoHandbook)

Références citées

1. Tiermann, K., Lohmeier, S., Kuntz, S. et coll.1999. « Real-time contrast echo assessment of myocardial perfusion at low emission power: first experimental and clinical results using power pulse inversion imaging », dans *Echocardiography*, vol. 16, p.799-809.

2. Ophir, J., Parker, K.J. 1989. « Contrast agents in diagnostic ultrasound », dans *Ultrasound Medicine and Biology*, vol. 15, p. 319-33. Erratum publié dans *Ultrasound Med Biol*, vol. 15, 1990, p. 209.

3. Fritzsch, T., Hauff, P., Heldmann, F., Lüders, F., Uhlendorf, V., Weitschies, W. 1994. « Preliminary results with a new liver specific ultrasound contrast agent », dans *Ultrasound Medicine and Biology*, vol. 20, p. 137.

4. Kaul, S. 1997. « Myocardial Contrast Echocardiography: 15 Years of Research and Development », dans *Circulation*, vol. 96, p. 3745-3760.

5. Burns, P.N., Powers, J.E., Hope Simpson, D. et coll. 1994. « Harmonic power mode Doppler using microbubble contrast agents: an improve method for small vessel flow imaging », *Proceedings: IEEE UFFC*, p. 1547-1550.

6. Hope Simpson, D., Chin, C.T., Burns, P.N. 1999. « Pulse Inversion Doppler: A new method for detecting nonlinear echoes from microbubbl contrast agents », *IEEE Transactions UFFC*, vol. 46, p. 372-382.

7. Becher, H., Burns, P.N. 2000. *Handbook of Contrast Echocardiography*, Berlin, Springer, p. 198.

8. Wilson, S.R., Burns, P.N., Muradali, D., Wilson, J., Lai, X. 1999. « Microbubble contrast agents and harmonic imaging of the liver: imaging features in 30 patients with known hemangioma, hepatocellular carcinoma and liver metastases », dans *Radiology*, sous presse.

9. Correas, J., Lafortune, M., Burns, P.N., Pourcelot, L. 1996. « Detection of renal artery stenosis with B-mode enhancement after administration of a US contrast agent », dans *Radiology*, vol. 201, p. 218.

10. Bauer, A., Becker, G., Krone, A., Frohlich, T., Bogdahn, U. 1996. « Transcranial duplex sonography using ultrasound contrast enhancers », dans *Clinical Radiology*,
vol. 51, p. 19-23.

11. Cosgrove, D. 1996. « Ultrasound Contrast Enhancement of Tumours », dans *Clinical Radiology*, vol. 51, p. 44-49.

12. Schlief, R., Deichert, U. 1991. « Hysterosalpingo-contrast sonography of the uterus and fallopian tubes: results of a clinical trial of a new contrast medium in 120 patients », dans *Radiology*, vol. 178, p. 213-215.

13. Unger, E.C., McCreery, T.P., Sweitzer, R.H. 1997. « Ultrasound Enhances Gene Expression of Liposomal Transfection », dans *Investigative Radiology*, vol. 32, p. 723-727.

Dispositifs d'échographie

1. OBJECTIFS

Aujourd'hui, les examens d'échographie sont fréquemment utilisés comme outil diagnostique dans la plupart des domaines de spécialité en médecine On peut attribuer la popularité de l'échographie comme modalité diagnostique à sa nature non invasive et à la rentabilité des dispositifs d'échographie. Au cours des 20 dernières années, ces dispositifs ont connu une évolution étonnante en matière de précision et de convivialité. L'échographie, par définition, est une modalité d'imagerie en temps réel; et l'objectif de tout dispositif d'échographie bien conçu est d'offrir un débit de traitement des patients élevé sans compromettre l'efficacité diagnostique. L'objectif de ce rapport est double :

- comprendre les dispositifs d'échographie présentement disponibles;
- identifier les technologies habilitantes qui méritent d'être approfondies pour répondre aux besoins cliniques et à ceux des patients.

2. DESCRIPTION

Cette section présente une brève description des technologies les plus pratiques pour la présente génération de dispositifs d'échographie.

2.1 Résolution : spatiale et de contraste

Les entreprises œuvrant dans le domaine de l'échographie se concentrent sur le développement de systèmes offrant une résolution de contraste et de détail (ci-après appelée simplement résolution) supérieure. La résolution d'un dispositif d'échographie est déterminée par la géométrie des transducteurs, les micrologiciels et les caractéristiques tissulaires du volume insonifié. Afin d'améliorer la qualité d'image, les entreprises d'échographie ont redoublé d'efforts pour concevoir de meilleurs transducteurs et parfaire la composante micrologicielle. Aujourd'hui, la plupart des transducteurs sont de simples matrices unidimensionnelles qui ont le sérieux inconvénient d'être orientées et concentrées électroniquement sur un seu plan. En effet, la focalisation dans le plan d'élévation se fait normalement au moyen de lentilles acoustiques avec une mise au point fixe. Pour résoudre ce problème, les chercheurs ont étudié l'emploi des matrices bidimensionnelles (2D) qui, en principe, permettent une orientation et une concentration à trois dimensions. Le développement de matrices 2D est entravé par la nécessité d'intégrer un grand nombre de petits éléments dans u transducteur ergonomique; une étape de ce développement consiste à créer une matrice de 1,5 dimension. Celle-ci comporte peu d'éléments dans le sens de l'élévation, ce qui signifie qu'elle n'offre qu'une focalisation limitée, sans orientation dans cette direction. La complexité et le coût élevé inhérents à la création de matrices 2D a poussé les recherches sur le plan de la viabilité des matrices 2D creuses pour obtenir une résolution acceptable. Le poids et la forme des transducteurs sont deux autres points à considérer avec l'introduction des matrices 2D. Il importe que ces transducteurs soit conçus avec soin pour minimiser les risques de microtraumatismes répétés.

Déjà, des entreprises comme Siemens ont lancé des matrices multidimensionnelles (p. ex.VFX13-5 et CX5-2). D'autres entreprises comme ATL ont pris une voie légèrement différente pour améliorer la résolution de leurs systèmes. Tirant des leçons de la tomodensitométrie et de la résonance magnétique, le nouveau système d'imagerie hybride en temps réel SonoCT de ATL capte des images tomographiques coplanaires sous neuf angles différents de prise de vue, puis les combine en une seule image. Le rapprochement des neuf vues a pour effet de diminuer le chatoiement, les bruits et

les échos parasites, et de renforcer les structures réelles. Le résultat net, ce sont des images de meilleure résolution. Et l'union de cette technologie avec les matrices 2D pourrait mener vers d'autres améliorations sur le plan de la qualité d'image.

2.2 Système d'exploitation et matériel

Les dispositifs d'échographie étaient à l'origine des systèmes analogiques. Aujourd'hui, tous les nouveaux systèmes sont plutôt numériques, ce qui facilite la mise à niveau logicielle. Et avec les nouveaux systèmes comme le EUB 6000 d'Hitachi qui utilisent les systèmes d'exploitation de série comme Windows NT de Microsoft, l'emploi de systèmes d'exploitation personnalisés est chose du passé. Ce changement accélère le développement logiciel et permet aux entreprises d'échographie d'impartir plus facilement les coûts de développement. En fait, des entreprises comme GE modernisent leurs systèmes chaque année. Face à un marché des soins de santé plus soucieux des coûts et soumis à une évolution fulgurante, il est indispensable de chercher à couper les dépenses et à accélérer la cadence. Le passage à un système d'exploitation standard contribuera à combler ces exigences.

De nos jours, la puissance de traitement devient de plus en plus coûteuse. Les ordinateurs personnels modernes disposent d'une puissance qui rivalise avec celle des gros ordinateurs d'antan. Cette amplitude informatique signifie que les dispositifs d'échographie peuvent maintenant exécuter des traitements plus complexes (3D et SonoCT de ATL), inimaginables il y a seulement quelques années. Cette puissance permettra dans l'avenir d'ajouter aux dispositifs d'échographie des protocoles et des fonctions toujours plus complexes.

2.3 Logiciel

L'accroissement du débit de traitement des patients est un impératif pour toutes les cliniques d'échographie. Et les dispositifs d'échographie sont utilisés de plus en plus fréquemment pour différents examens cliniques. La pression est donc forte pour améliorer la productivité et voir à l'ajout d'un nombre croissant de protocoles cliniques.

Initiatives d'utilisation

Un effort considérable a été fait pour automatiser le réglage des paramètres pour l'échographie en mode B et l'échographie Doppler. GE et Acuson ont instauré une fonction d'optimisation à touche unique, ce qui permet aux cliniciens d'optimiser le réglage des paramètres tout en augmentant le débit de traitement des patients, le tout simplement et efficacement. On a porté une attention particulière à l'interface utilisateur, en s'attardant notamment à la convivialité, le déroulement du travail et les gains de productivité. Il deviendra de plus en plus important d'améliorer le caractère convivial des appareils, car c'est cet aspect qui permettra de démarquer les différents appareils.

Traitement guidé par l'image

La technologie des ultrasons utilisée en radiothérapie guidée par l'image a fait une percée dernièrement au chapitre du traitement du cancer de la prostate et du sein. Le caractère immédiat (temps réel) de l'échographie en fait un candidat idéal pour suivre un objet (un cathéter, notamment) dans l'organisme. À l'origine, le traitement guidé par l'image reposait sur des images acquises avant l'opération, de sorte que tout changement de localisation ou de structure survenant pendant l'intervention était invisible. L'échographie permet de visualiser rapidement les changements *in vivo*. Le mariage de l'échographie avec d'autres modalités telles que la tomodensitométrie et la résonance magnétique continuera à accroître sa valeur comme outil d'imagerie guidée.

Imagerie harmonique

L'imagerie harmonique devient une fonctionnalité intégrée aux appareils de ATL, GE, Toshiba et Acuson. Cette technique a pour avantage d'améliorer la clarté de l'image en diminuant les échos acoustiques parasites et en rehaussant le contraste de l'image. L'imagerie harmonique est fort utile pour observer des vaisseaux de petites tailles. En outre, le développement d'agents de contraste possédant une demi-vie appropriée fait l'objet d'efforts intenses.

Angle de champ plus large

Siemens a introduit le concept d'imagerie panoramique qui permet aux radiologues de voir instantanément des vues élargies des organes internes. En clinique, cette caractéristique permet au clinicien de bénéficier d'une meilleure comparaison juxtaposée des structures anatomiques, comme les deux lobes de la thyroïde. GE a emboîté le pas en lançant sa vue LOGIC, qui fournit aussi une fonction similaire à celle découverte par Siemens. Dans un proche avenir, on assistera vraisemblablement à la mise en œuvre de méthodes de redressement permettant de relier des images et à l'application de ces méthodes en trois dimensions.

Échographie 3D/4D

Comme l'a relevé le groupe de travail 4 dans son rapport sur l'analyse et la visualisation d'images (section 9), les techniques de visualisation 3D sont utilisées en tomodensitométrie depuis de nombreuses années. À ce jour, l'application de ces techniques à l'échographie est relativement peu mature. En raison de la physique du signal ultrasonore, les techniques comme le rendu d'images en surface ne sont pas si utiles. Par contre, le reformatage multiplanaire et le rendu du volume se sont montrés plus précieux sur le plan clinique. Aujourd'hui, l'échographie 3D trouve la plupart de ses applications en obstétrique, n'ayant pas réussi à faire son chemin dans la pratique clinique. Pour ce faire, il faudrait d'abord que les techniques de reconstruction 3D deviennent plus rapides et soient entièrement intégrées au système de balayage. Il est primordial que l'utilisation de l'échographie 3D ne ralentisse pas le débit de traitement des patients en clinique. En principe, l'imagerie 3D a le potentiel nécessaire pour améliorer le débit de traitement en permettant au clinicien de ne faire l'acquisition que d'un seul volume qui pourra par la suite être reformaté peu importe l'orientation (comme s'il détenait un transducteur virtuel). Avec l'arrivée des matrices 2D, l'acquisition de volumes 3D devraient se simplifier et s'accélérer.

2.4 Portabilité

Au cours de la dernière décennie, les dispositifs d'échographie haut de gamme sont devenus plus volumineux et plus complexes. Le besoin d'appareils portatifs plus compacts a été reconnu par certaines compagnies comme ATL qui s'est tournée vers le SonoSite en 1998 pour combler ce lucratif marché. Les dispositifs d'échographie petits et abordables peuvent toucher un plus grand nombre de destinataires parmi les cliniciens et les médecins. L'approche SonoSite a consisté à remplacer les circuits 10-20 des dispositifs d'échographie classiques par quatre circuits intégrés spécifiques. Le résultat est un dispositif d'échographie fonctionnel qui ne pèse que 2,4 kg.

Plus récemment, une entreprise appelée Terason a pris une approche différente. Utilisant un traitement charge-domaine et une technologie de circuits intégrés spécifiques, cette entreprise a été en mesure de développer un dispositif d'échographie logeant entièrement dans une sonde de balayage. Le résultat est un système qui ne pèse que 10 onces et se branche sur tout ordinateur personnel doté d'une interface IEEE 1394 (*FireWire*).

L'élaboration de dispositifs d'échographie portatifs et peu coûteux est un pas de plus vers l'entrée de tels appareils dans chaque clinique ou bureau de médecin. En outre, ces systèmes portatifs peuvent être utilisés en des lieux autrefois inaccessibles (notamment sur les champs de bataille et dans les centres de triages), et pour le déploiement rapide auprès de patients immobilisés.

2.5 Connectivité

Les dispositifs d'échographie ne peuvent plus être considérés comme des systèmes autonomes sans liens avec le monde extérieur. e plus en plus d'hôpitaux se tournent vers le numérique et utilisent de volumineuses archives pour stocker des images. Les dispositifs d'échographie doivent donc pouvoir communiquer avec le reste du monde. Des entreprises comme Acuson et Agilent proposent des postes de travail, tel KineDx et Enconcert, qu offrent aux utilisateurs des fonctions d'analyse indirecte. En allant un peu plus loin, on peut espérer que les médecins auront accès aux images générées par les dispositifs d'échographie de leur bureau ou de leur domicile grâce aux communications Internet.

3. IMPORTANCE

La compétition est forte sur le marché de l'échographie. Les médecins et les techniciens exigent de leurs équipements d'échographie une qualité d'image toujours plus grande et davantage de fonctions. Les dispositifs d'échographie sont désormais assez matures, et les limites de la physique qui les concernent seront bientôt atteintes. Dès ce moment, seuls le prix et la convivialité permettront aux médecins de démarquer les systèmes. Le réseau de la santé étant de plus en plus contraint par les dépenses, il est essentiel de créer des dispositifs d'échographie rentables qui préservent la qualité d'image et les fonctions du système.

4. EXIGENCES CLINIQUES

Les exigences cliniques des dispositifs d'échographie incluent :

- saisie et affichage d'images en temps réel;
- résolution de détail et de contraste améliorée;
- convivialité;
- connectivité par l'intermédiaire de DICOM;
- système duplex entièrement intégré avec fonctions généralisées (par exemple, support pour transducteurs différents, imagerie harmonique et, dans le futur, imagerie 3D et même 4D pour la cardiologie).

5. MATURITÉ ET RISQUES

Les dispositifs d'échographie sont déjà très matures et facilement disponibles. La technologie existante offre une base stable à partir de laquelle d'autres progrès peuvent être réalisés.

6. DISPONIBILITÉ

Les dispositifs d'échographie de différents types sont disponibles auprès de plusieurs fournisseurs. Il est possible de se procurer des dispositifs d'échographie allant du simple appareil portatif à des systèmes très coûteux.

7. CHAMP D'APPLICATION

L'échographie est utilisée dans la plupart des domaines de la médecine spécialisée : obstétrique, vasculaire, cardiologie, urologie et bien d'autres. L'arrivée de l'imagerie harmonique, des fonctions guidées par l'image et des matrices 2D élargira le champ d'application des dispositifs d'échographie. Ces appareils s'imposent au sein de la communauté médicale, sans aucun signe de décroissance.

8. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

Les normes et réglementations de deux secteurs auront un impact sur ce que peuvent faire ou non les dispositifs d'échographie :

- la dose (SPTA, TPSA, etc.) que les organismes de réglementation comme la Food and Drug Administration des États-Unis jugent acceptable pour certains examens;
- les groupes de travail DICOM (p. ex. les groupes 12 et 17) détermineront comment l'appareil communiquera les données au monde extérieur

9. RÉFÉRENCES

« Analyse et visualisation d'images : rapport du groupe de travail 4 de la Carte routière technologique de l'imagerie médicale » : http://strategis.ic.gc.ca/imagemed

Acuson Corporation, Mountain View, Californie : http://www.acuson.com/index2.html

Agilent Technologies, Boston, Massachusetts : http://www.agilent.com/healthcare/ultrasoundimaging

Alliance Medical Inc., Montréal, Québec; personne-ressource : Karim Menassa (514) 344-3030

ATL Ultrasound, Bothell, Washington : http://www.atl.com

GE Medical Systems, Milwaukee, Wisconsin : http://www.gemedicalsystems.com/medical/ultrasound/index.html

Hitachi Medical Systems, Tarrytown, New York : http://www.hitachiultrasound.com

Siemens Ultrasound, Issaquah, Washington : http://www.siemensultrasound.com

Sonocite, Bothell, Washington : http://www.sonosite.com

Terason, Burlington, Massachusetts
http://www.terason.com

Toshiba Medical Systems Co. Ltd., Tokyo, Japon
http://www.toshiba.com/tams/newtams/us/usset.html

Interface dispositif d'échographie/échographiste

1. OBJECTIFS

L'échographie a ouvert la voie à bon nombre de percées réelles en imagerie diagnostique pour les patients, en plus de procurer aux médecins et technologues (techniciens, personnel infirmier) échographistes une carrière passionnante. Malheureusement, l'aspect ergonomique de cette modalité et la façon de faire les examens présentent une menace pour la santé des opérateurs. Des études menées en Amérique du Nord et en Australie ont permis de documenter les dangers pour la santé à l'égard des microtraumatismes répétés et des traumatismes musculo-squelettiques, la prévalence de ces derniers étant de plus en plus reconnue dans la pratique de l'échographie diagnostique. Cette présentation passera en revue les préoccupations actuelles propres aux modèles de dispositifs d'échographie, puis suggérera des avenues de recherche et de développement en ergonomie pour préveni les traumatismes liés au travail.

Les recherches qui approfondiront les causes des traumatismes musculo-squelettiques seront intéressantes vu la difficulté que présente l'évaluation des différentes variables. À titre d'exemple, les profils des échographistes sont généralement différents en ce qui a trait à la forme physique, l'approche de la technique, la configuration du poste de travail, la durée et la composition des examens, ainsi que le domaine de spécialité.

2. DESCRIPTION

La nature de l'examen et la configuration de la technologie (panneaux d'instrumentation, moniteurs, transducteurs à main), y compris le matériel connexe (magnétoscopes, caméras et imprimantes à papier, systèmes de fichiers images électroniques) feront l'objet d'une analyse, tout comme l'équipement non technique (civières, chaises) et l'environnement (éclairage ambiant, volume de travail, fréquence des pauses).

3. IMPORTANCE

La Société canadienne des technologues en ultrasonographie diagnostique (par le biais d'une enquête portant sur le travail, la santé et l'ergonomie menée en novembre 1999 et intitulée *Work, Health and Ergonomics Survey*) rapporte une grande incidence de symptômes musculo-squelettiques professionnels parmi les répondants :

- 87 % des répondants ont souffert de douleur ou d'inconfort à un moment ou un autre au cours de leur carrière, pendant une période moyenne de quatre ans;
- la majorité des symptômes concernait les épaules (54 %), la nuque (37 %), les poignets (25 %) et le haut du dos (25 %);
- 14 % des répondants souffrant de douleurs ont soumis une réclamation d'indemnisation en vertu de la loi sur les accidents de travail, dont 61 % ont été acceptées;
- 10 % des répondants ont rapporté des absences au travail de 25 jours consécutifs en moyenne en raison d'un traumatisme musculo-squelettique.

Des données provenant d'une étude pilote menée en 1996 dans les états de Washington et de l'Oregon montrent que « 18 % des répondants ne souffraient d'aucun symptôme, 66 % souffraient de symptômes sans toutefois présenter de microtraumatismes répétés, et 15 % se sont vu poser un diagnostic de microtraumatismes répétés. L'analyse montre qu'il existe une corrélation directe entre certaines mauvaises habitudes de travail, sur le plan ergonomique, et l'augmentation des symptômes. La proportion d'échographistes montrant des microtraumatismes répétés diagnostiqués semble augmenter proportionnellement au nombre d'années passées dans la profession. Le taux de symptômes musculo-squelettiques et de microtraumatismes répétés rapporté semble aussi être influencé par d'autres variables, tel le sexe, le volume de travail et le stress en milieu de travail ».

À Sydney, en Australie, une enquête (McFarlane, 1997) menée auprès des échographistes de l'hôpital *Royal Prince Alfred* œuvrant dans différents

secteurs, notamment en médecine générale, en obstétrique et gynécologie, en vascularisation et cardiologie, a révélé que 78 % des répondants présentaient des symptômes de traumatismes musculo-squelettiques liés au travail.

L'examen de plusieurs enquêtes menées dans différentes parties du monde confirme la grande incidence des traumatismes musculo-squelettiques che les échographistes. L'exécution d'un ou plusieurs examens d'échographie diagnostique (écho, obstétrique, vasculaire, abdominal, petites parties, néonatalogie) peut provoquer des symptômes de traumatismes musculo-squelettiques. Ces symptômes sont aggravés par la tenue prolongée de petits transducteurs, la manipulation répétitive des transducteurs, la pression soutenue du transducteur contre le corps du patient, l'abduction soutenue de l'épaule, la torsion soutenue et répétitive du cou et du tronc, les mauvaises postures et l'insuffisance du temps de récupération. De mauvaises postures (dans le cas d'examens portatifs ou de salles mal aménagées), un fort volume de travail et les années de services jouent aussi un rôle.

Les traumatismes musculo-squelettiques chez les échographistes et les journées de travail perdues ont des répercussions négatives importantes sur la prestation des soins de santé dans un milieu où la demande est grande et les ressources limitées. Le grave manque d'échographistes est couplé à une demande toujours plus grande en raison des progrès technologiques (sur le plan cardiaque, vasculaire, musculo-squelettique ou interventionnel), sans oublier les demandes croissantes d'examens traditionnels. L'échographie diagnostique est un outil d'investigation utilisé par les médecins au tout début du processus de diagnostic. À défaut d'avoir accès en temps utile aux ressources échographiques pour initier le diagnostic, les traitements sont retardés et les dépenses, augmentées (duplication des examens, plus long séjour à l'hôpital, inconfort prolongé pour le patient). À des effectifs déjà limités et une demande élevée, sont ajoutés le risque de traumatismes musculo-squelettiques et leurs répercussions sur les échographistes.

Aucune donnée sur les réclamations d'indemnisation en raison de traumatismes musculo-squelettiques chez les échographistes n'est disponible au Canada en raison des méthodes de collecte de renseignements. Cependant, à partir des enquêtes menées en Amérique du Nord auprès d'échographistes, des renseignements anecdotiques laissent croire qu'il y a bel et bien des réclamations d'indemnisation et que celles-ci augmentent au fur et à mesure que les échographistes, les employeurs et les médecins apprennent à mieux connaître les traumatismes musculo-squelettiques.

Outre les problématiques déjà soulevées, l'échographiste aux prises avec des traumatismes musculo-squelettiques fait face à un difficile processus de rétablissement et à une réelle perspective de perte de carrière. Plusieurs technologues touchés poursuivent leur travail dans la douleur et voient diminuer leurs capacités à bien effectuer leurs tâches régulières. Par surcroît, la douleur et l'inconfort ne disparaissent pas hors du lieu de travail, ce qui a pour effet de limiter les activités aussi à la maison et dans les loisirs.

L'échographie est une technologie en plein essor, et le besoin d'échographistes va croissant. Du fait de leur grande subjectivité, les examens d'échographie doivent être réalisés par des spécialistes dûment formés qui maîtrisent bien la technique. Les directeurs, les échographistes et les fabricants œuvrant dans le réseau des soins de santé doivent prendre garde à ne pas perdre d'échographistes en raison de traumatismes musculo-squelettiques.

4. EXIGENCES CLINIQUES ET RECOMMANDATIONS

La prévention des traumatismes musculo-squelettiques relève tout autant des échographistes que des directeurs. Les deux groupes doivent avoir une approche avisée face à ce type de traumatismes, en plus d'adopter des mesures préventives à l'égard de l'installation et de la configuration de l'équipement, du volume de travail et des périodes de repos sans oublier les aspects personnels tels que le conditionnement physique. Les fabricants doivent aussi être conscients de ce problème et proposer des concepts conviviaux lorsque la chose est possible. On reconnaît toutefois qu'il n'existe peut-être pas de solutions idéales en matière d'ergonomie en raison de la nature même des examens d'échographie.

Puisque les enquêtes et les recherches ont révélé que les régions du corps les plus sujettes aux traumatismes musculo-squelettiques sont les bras (de l'épaule aux doigts), la nuque et le dos, une attention spéciale pourrait peut-être être apportée à la conception des moniteurs, des panneaux de contrôl frontal, des transducteurs et des câbles. Les critères de conception suggérés pour chaque dispositif sont énumérés ci-dessous :

Dispositif :	Besoin :
Moniteurs	Réglables pour la distance entre l'opérateur et l'écran, l'angle, l'orientation et la hauteur (en position assise et debout); technologie de résolution optimisée pour l'œil humain afin de discerner les détails sans effort pour l'œil
Clavier	Contrôles facilement accessibles; positions du panneau de contrôle réglables; poignées, cadrans, boutons et autres appropriés à leur fonction; minimum d'étapes pour réaliser une tâche
Transducteurs	Transducteurs et câbles légers; forme de transducteur naturelle pour la prise en main par l'opérateur et le confort du patient; entreposage optimal du transducteur et du câble
Dispositif de balayage	Léger; de petit format; facile à manier (coussins, poignées); stockage incorporé de l'équipement accessoire avec commandes avant; gestion des câbles; fonctionnement silencieux; faible dissipation de chaleur; repose-pieds
Lit d'échographie	Hauteur réglable (de 21 po à 32 po); position du Trendelenburg et T. inversée; montant de tête réglable; lit dont les barres latérales se glissent sous le lit, facilitant le positionnement du patient sur le bord du matelas; coussin d'écho amovible

5. MATURITÉ ET RISQUES

La maturité des dispositifs d'échographie est appréciable sur le plan des objectifs et de la fonctionnalité. L'achat de l'équipement est toujours un compromis qui d'ordinaire place la qualité d'image au premier plan, les questions d'ergonomie étant reléguées au second plan. Toutefois, la technologie et les connaissances permettant d'améliorer la convivialité de ces dispositifs existent. On peut cependant affirmer que l'aspect ergonomique des dispositifs d'échographie n'a fait aucun progrès depuis les premières années de l'échographie en temps réel. Les acheteurs doivent

exiger que l'interface utilisateur soit améliorée, ce qui arrivera lorsque les directeurs prendront conscience des coûts engendrés par les traumatismes musculo-squelettiques chez les échographistes.

6. DISPONIBILITÉ

Les dispositifs d'échographie sont disponibles auprès de plusieurs vendeurs qui proposent des produits répondant à de nombreux besoins. Certains produits offrent toutefois un meilleur confort ergonomique que d'autres.

7. CHAMP D'APPLICATION

La technologie trouve son application dans l'imagerie médicale de diagnostic. Plusieurs domaines de la médecine spécialisée s'appuient sur l'échographie diagnostique, les examens étant souvent réalisés par des départements autres que le service de radiologie classique (vasculaire, cardiaque, obstétrique, chirurgie).

8. ANALYSE DE RENTABILITÉ

Il en va de l'intérêt du fabricant de concevoir de l'équipement plus convivial, qui rend le produit plus attrayant.

9. IMPACT DES NORMES ET RÉGLEMENTATIONS

À ce jour, les réglementations pour les dispositifs d'échographie concernent la puissance de sortie des dispositifs, veillant à préserver le patient de tou dommage biologique pouvant être attribuable à des ultrasons à haute fréquence. (Food and Drug Administration des États-Unis).

Au chapitre de l'ergonomie des dispositifs d'échographie, il est souhaitable que les associations d'échographistes, les vendeurs et peut-être le gouvernement collaborent pour développer et revoir uniformément les règles ergonomiques pour la fabrication de ces dispositifs.

10. RÉFÉRENCES

Necas, M. 1996. « Musculoskeletal symptomatology and repetitive strain injuries in diagnostic medical sonographers: A pilot study in Washington and Oregon », dans *Journal of Diagnostic Medical Sonography*, vol. 12, p. 266-273.

Ogram, D. Mai 1995. *Ergonomic Evaluation of Work Performed By Sonographers While Conducting Ultrasound Examinations*, Saskatchewan: Occupational Health & Safety Division, Saskatchewan Labour..

Pike, I., Russo, A., Berkowitz Baker, J., Lessoway, V.A. Septembre-octobre 1997. « The Prevalence of Musculoskeletal Disorders Among Diagnosti Medical Sonographers », *Journal of Diagnostic Medical Sonography*, vol.13, p. 219-227.

Société canadienne des technologues en ultrasonographie diagnostique : http://www.csdms.com

Société canadienne des technologues en ultrasonographie diagnostique et Healthcare Benefit Trust. Novembre 1999. « Work, Health & Ergonomics Survey report November 1999 », Vancouver.

Société des technologues en ultrasonographie diagnostique : http://www.sdms.org/msi

Stevens, D. Avril 1994. « Repetitive Strain Injuries and Cardiac Sonographers, a survey conducted by Calgary, Alberta district cardiac sonographers », Foothills Hospital, Calgary, Alberta.

11. AUTRES LECTURES

Gregory, V. 1998. « Musculoskeletal Injuries: Occupational Health and Safety Issues in Sonography », *Sound Effects 30*, septembre 1998.

Habes, D.J., Barton, S. 1999. *Health Hazard Evaluation Report*, 99-0093-2749.

Magnavita, N., Bevilacqua, L., Mirk, P., Fileni, A., Castellino, N. 1999. « Work-related musculoskeletal complaints in sonologists », *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, vol. 41, p. 981-988.

Melzack, R. 1975. « The McGill Pain Questionnaire: major properties and scoring methods », *Pain*, vol. 1, p. 277-299.

Mirk, P., Magnavita, N., Masini, L., Bazzocchi, M., Fileni, A. 1998. « Frequency of Musculoskeletal Symptoms in Diagnostic Medical Sonographers Results of a Pilot Survey », *Radiol Med*, vol. 4, p. 236-241.

« NIOSH Technical Report », HETA-99-0093-2749.

Pransky, G., Feuerstein, M., Himmelstein, J., Katz, J.N. 1997. « Development and validation of the Upper Extremity Function Scale », *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, vol. 39, p. 1195-1202.

Schoenfeld, A., Goverman, J., Weiss, D.M., Meizner, I. 1999. « Transducer user syndrome: an occupational hazard of the ultrasonographer »,

European Journal of Ultrasound, vol. 10, p. 41-45.

Sjøgarrd, G., Søgaard, K. 1998. « Muscle injury in repetitive motion disorders », *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 351, p. 21-31.

Smith et Sainfort (1989) dans Kuorinka et coll. 1995. *Work-Related Musculoskeletal Disorders: a Reference for Prevention*, Philadelphie, Taylor & Francis.

Smith, A.C., Wolf, J.G., Xie, G.Y., Smith, M.D. 1997. « Musculoskeletal pain in cardiac ultrasonographers: results of a random survey », *American Society of Echocardiography*, vol. 10, p. 357-362.

Vanderpool, H.E., Friis, EA., Smith, B.S., Harms, K.L. 1993. « Prevalence of carpal tunnel syndrome and other work-related musculoskeletal problems in cardiac sonographers », *Journal of Occupational Medicine*, vol. 35, p. 604-610.

Page précédente Table des Matières Prochaine page

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca

Industrie Canada Industry Canada

Canada

English | Contactez-nous | Aide | Recherche | Site du Canada
Accueil | Carte du site | Quoi de neuf | Contexte | Français

strategis.gc.ca → Index : A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z
Information d'affaires par secteur → Industries de la santé

Technologie de l'imagerie médicale

GT 2 - Rapport final du groupe de travail

Annexes

▶ A : Comité directeur de la Carte routière technologique de l'imagerie médicale

▶ B : Groupe de travail 2 - Liste des membres

▶ C : Modèle de document de travail sur les technologies de base

ANNEXE

Le comité directeur de la carte routière technologique de l'imagerie médicale

Président :

Dr Aaron Fenster
Directeur, Laboratoires de recherche sur l'imagerie
The John P. Robarts Research Institute
London, Ontario
Courriel : afenster@irus.rri.on.ca

Membres :

Dr Brian C. Lentle
Professeur émérite et ancien directeur
Dept. of Radiology
Vancouver General Hospital
Vancouver, Colombie-Britannique
Courriel : blentle@unixg.ubc.ca

Dr Michael Barry
Département d'imagerie diagnostique
Installation de l'hôpital régional de Saint John
Saint John, Nouveau-Brunswick
Courriel : drmikebarry@health.nb.ca

M. Bill Dobson
Conseiller en technologie industrielle
Programme d'aide à la recherche industrielle (PARI)
Toronto, Ontario
Courriel : bill.dobson@nrc.ca

Dr Robert Ferguson
Chef, département de radiologie
Kingston General Hospital
Kingston, Ontario
Courriel : fergusor@kgh.kari.net

M. Doug Morrison
Gestionnaire supérieur
Deloitte & Touche LLP, Management Solutions
Toronto, Ontario
Courriel : doug.morrison@bmts.com

Dr Douglas Mowbray
(Association canadienne des radiologistes)
Radiologiste, Divers hôpitaux ruraux
Lucknow, Ontario
Courriel : dmowbray@hurontel.on.ca

M. Bruce Davey
Directeur, Ingénierie
Groupe des produits chirurgicaux
Cedara Software
Mississauga, Ontario
Courriel : bruce.davey@cedara.com

Dr John Rowlands
Professeur, University of Toronto
Département de la biophysique médical
Scientifique supérieur, Sunnybrook &
Women's College Health Sciences Centre
Toronto, Ontario
Courriel : john.rowlands@swchsc.on.ca

M. Fred Doern
nir-vivo inc.
c/o CRNC - Institut du biodiagnostique
Winnipeg, Manitoba
Courriel : doern@nir-vivo.com

M. Len Grenier
V.P. Engineering & Chief Technology Officer
A.L.I. Technologies Inc.
Richmond, British Columbia
Courriel : len@alitech.com

Dr Louis Renaud
Vice-Président, Recherche et développement
Electromed International Ltd.
Saint-Eustache, Québec
Courriel : louis.renaud@electromed.ca

M. Bill Brodie
(Association canadienne des technologues en radiologie médicale)
Gestionnaire, Imagerie médicale
Institut et Hôpital Neurologiques de Montréal
Montréal, Québec
Courriel : william.brodie@muhc.mcgill.ca

M. Jim Herrewynen
Gestionnaire en chef
Mitra Imaging Inc.
Waterloo, Ontario
Courriel : Eric@mitra.com

APPENDIX

Working Group 2 - Membership List

Co-Leaders:

M. Lee Newby
Directeur à la réglementation stratégique et de planification
Millennium Technology Inc.
Vancouver Hospital and Health Sciences Centre
Vancouver, Colombie-Britannique
Courriel : lnewby@millennium.ca

Dr John Rowlands
Professeur, Université deToronto
Département de la biophysique médicale et de l'imagerie médicale
Préposé principal à la recherche, Sunnybrook and
Women's College Health Sciences Centre
Toronto, Ontario
Courriel : john.rowlands@swchsc.on.ca

Members:

Mme Gerry Ballard
Technologiste en administration
Imagerie diagnostique
Union Hospital
Moose Jaw, Saskatchewan
Courriel : gbal.mjtchd@shin.sk.ca

Dr Max Burbank (Alternate: Gordon Haid)
Président
CTF Systems Inc.
Port Coquitlam, Colombie-Britannique
Courriel : maxb@ctf.com

Dre Anna Celler
Groupe de recherche en imagerie médicale
Division de la médecine nucléaire
Vancouver Hospital and Health Sciences Centre
Vancouver, Colombie-Britannique
Courriel : aceller@physics.ubc.ca

M. Gordon Haid (suppléant pour Max Burbank)
Directeur du marketing
CTF Systems Inc.
Port Coquitlam, Colombie-Britannique
Courriel : gordonh@ctf.com

M. Luc Laperrière
Anrad Corp.
Saint-Laurent, Québec
Courriel : laperril@anrad.com

Dr Alex MacKay
Professeur, radiologie et physique et astronomie
University of British Columbia
Vancouver, Colombie-Britannique
Courriel : mackay@physics.ubc.ca

M. Peter Neysmith
CPI Canada Inc.
Georgetown, Ontario
Courriel : peter.neysmith@cmp.cpii.com

Mme Patsy Pollak
Chef de produit
ALI Technologies
Richmond,Colombie-Britannique
Courriel : ppollak@alitech.com

M. Iain Stark
Président et technicien en chef
IS2 Research Inc.
Nepean, Ontario
Courriel : istark@is2research.com

Dr Peter Wong
Professeur, Division de neurologie, département de pédiatrie
École de la médecine

M. Peter Bascom
Directeur
Bureau des études et département d'échographie
Cedara Software
Mississauga, Ontario
Courriel : peter.bascom@cedara.com

Dr. Peter N. Burns
Professeur de la biophysique médicale et de radiologie
Université de Toronto
Toronto, Ontario
Courriel : burns@sten.sunnybrook.utoronto.ca

Dr Robert de Kemp
Professor adjoint
Institut de cardiologie, Université d'Ottawa
Ottawa, Ontario
Courriel : rdekemp@ottawaheart.ca

M. David Hunter
CPI Canada Inc.
Georgetown, Ontario
Courriel : david.hunter@cmp.cpii.com

Dr E. A. Lyons
Professeur de radiologie et obstétrique et gynécologie
Health Sciences Centre
Winnipeg, Manitoba
Courriel : lyons@cc.umanitoba.ca

Dr John Mayo
Service de radiologie
Vancouver General Hospital
Vancouver,Colombie-Britannique
Courriel : jmayo@vanhosp.bc.ca

Dr David Pichora
Service de chirurgie
Kingston General Hospital
Kingston, Ontario
Courriel : pichorad@post.queensu.ca

Dr John K. Saunders
Président et directeur général
Innovative MRI Systems (IMRIS) Inc.
Winnipeg, Manitoba
Courriel : john_saunders@imris.com

Dr Hal Weinberg
Directeur
Brain Behaviour Laboratory
Simon Fraser University
Burnaby, Colombie-Britannique
Courriel : hal_weinberg@sfu.ca

University of British Columbia
Directeur, Département de la neurophysiologie diagnostique
Children's and Women's Health Centre
Vancouver, Colombie-Britannique
Courriel : pwong@unixg.ubc.ca

ANNEXE

Modèle de document de travail sur les technologies de base

1. GROUPE DE TRAVAIL SUR LES TECHNOLOGIQUES :
Nom du GT.

2. TECHNOLOGIE DE BASE :
Nom de la technologie.

3. COTATION :
Cote attribuée à la technologie par rapport aux technologies examinées par les GT (ex. 3/5)

4. OBJECTIFS :
Les paramètres de rendement de la technologie :
- sont déterminés par les exigences des clients;
- devraient être définis quantitativement et qualitativement (sans divulguer des renseignements de nature exclusive);
- comprennent les aspects économiques (coût, etc.), temporels (améliorations de la durée du cycle, etc.) et physiques (réduction de la masse, etc.).

5. DESCRIPTION:
Brève description technique de la technologie.

6. IMPORTANCE:
- Pourquoi la technologie est-elle essentielle (p. ex. exigences réglementaires, exigences des clients, facteurs financiers et autres questions de compétitivité)?
- Quand la technologie est-elle requise?
- À qui la technologie est-elle essentielle?
- Que se produit-il si la technologie n'est pas disponible ou n'est pas adoptée?

7. EXIGENCES EN CLINIQUE :
- Quelles sont les exigences en clinique auxquelles la technologie doit satisfaire?

8. AUTRES POSSIBILITÉS :
- Autres technologies, solutions non technologiques, substitution des produits, etc.
- Chaque GT devrait être bien au fait des technologies examinées par les autres GT; de cette façon, il est possible d'établir des liens entre les technologies de remplacement ou rivales.

9. MATURITÉ ET RISQUE :
- Où en est la technologie aujourd'hui?
- Quelles ressources supplémentaires sont nécessaires pour fournir les produits requis au cours des quatre à dix prochaines années?
- Quels sont les risques liés à l'acquisition de ces ressources supplémentaires?

10. DISPONIBILITÉ :
La technologie est-elle actuellement disponible? Dans l'affirmative, où, comment, à quel prix, etc.?

11. ÉTENDUE D'APPLICATION :
- Dans quelle mesure la technologie peut-elle être diffusée?
- Dans quels secteurs de l'imagerie médicale au Canada?
- Dans quels autres secteurs industriels, etc.?

12. COLLABORATEURS :

Sources d'appui éventuelles pour l'élaboration ou l'acquisition et la mise en œuvre de la technologie. Exemples : CNRC, promoteurs travaillant avec les fournisseurs, etc.

13. ANALYSE COÛTS-AVANTAGES :
Les coûts pourraient comprendre les frais d'élaboration, d'acquisition et de mise en œuvre de la technologie. Les avantages sont fondés sur une évaluation de l'usage de la technologie procurant un avantage concurrentiel sur le marché.

14. RÉFÉRENCES :
Liste de documents pertinents.

15. PERSONNES-RESSOURCES:
Contacts pour obtenir de plus amples renseignements.

Page précédente Table des Matières

Date de diffusion : 2001-04-30
Auteur : Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Avis importants et exonération de responsabilité
Déclaration - Renseignements personnels

Canada
http://strategis.gc.ca